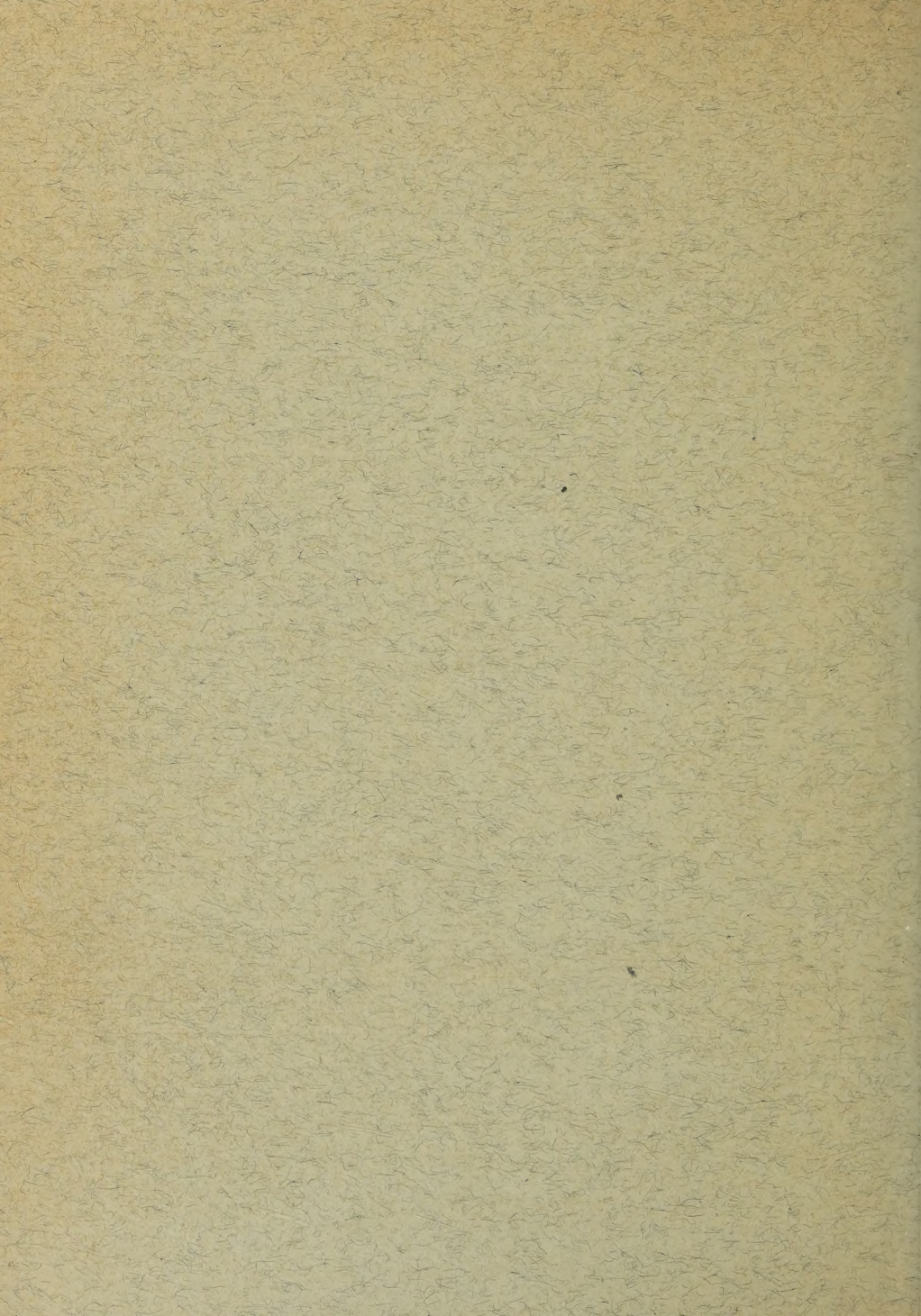


H. J. Klotter

Mainx 1976



Aus der Urologischen Klinik der  
Johannes-Gutenberg Universität  
Mainz  
(Direktor: Prof.Dr. R. Hohenfellner)

Experimentelle Cysto-Urethro-Manometrie:  
Eine Modellbetrachtung der drei  
gängigsten Druckmeßverfahren

Inauguraldissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde der Medizin  
der Johannes-Gutenberg Universität Mainz

den Medizinischen Fachbereichen  
vorgelegt  
von

Hans-Jörg Klotter

aus

Karlsruhe

Mainz

1976



Fachbereichsdekan: Prof. Dr. H. Langendorf

1. Gutachter : Prof. Dr. R. Hohenfellner

2. Gutachter : Prof. Dr. K. Stockamp

# INHALTSVERZEICHNIS

|                                                                             | Seite |
|-----------------------------------------------------------------------------|-------|
| Einleitung                                                                  | 1     |
| <u>Methode und Material</u>                                                 | 5     |
| Das Blasen-Urethra-Modell                                                   | 5     |
| open-side Perfusionsverfahren                                               | 11    |
| open-tip(end) Perfusionsverfahren                                           | 12    |
| Ballonmeßverfahren                                                          | 12    |
| Konstruktion eines Balloneichgerätes                                        | 13    |
| Das Verhalten der künstlichen Urethra<br>bei verschiedenen Druckbelastungen | 14    |
| Versuchsdurchführung                                                        | 16    |
| Auswertung der Meßergebnisse                                                | 17    |
| Meßergebnisse                                                               | 20    |
| Begründung des experimentellen Vergleichs                                   | 26    |
| <u>Diskussion</u>                                                           | 28    |
| Perfusionskatheter                                                          | 29    |
| Ballonkatheter                                                              | 37    |
| Betrachtungen zu den Meßverfahren                                           | 43    |
| open-side Perfusionsverfahren                                               | 43    |
| open-tip(end) Perfusionsverfahren                                           | 45    |
| Ballonmeßverfahren                                                          | 48    |
| Schlußfolgerungen                                                           | 54    |
| <u>Zusammenfassung</u>                                                      | 56    |
| <u>Literaturverzeichnis</u>                                                 | 58    |
| <u>Lebenslauf</u>                                                           | 67    |



Digitized by the Internet Archive  
in 2026

[https://archive.org/details/IA41555607\\_0064](https://archive.org/details/IA41555607_0064)

## EINLEITUNG

Obstruierende Erkrankungen der Blasenhalregion bedingen eine nach ihrer Dauer und ihrem Grad unterschiedliche Hypertrophie des Detrusors. Auf diesen pathologischen Zustand weist ein Druckanstieg in der Blase hin. Weiterhin wird das Volumen der Harnflußentleerung pro Zeiteinheit (Harnfluß) reduziert. Ist die Harnröhre kontinent - es kommt zu keinem unfreiwilligen Harnabgang bei Erhöhung des intraabdominellen Druckes -, herrscht zwischen Blase und Urethra ein negatives Druckgefälle. "Kontinenz besteht, solange der urethrale Druck größer als der intravesikale Druck ist" (8,12,33,70). Diese Beobachtungen gaben Anlaß zu objektiven Messungen der Miktion. Die dabei gefundenen Meßwerte ergeben Hinweise für Diagnostik und therapeutische Indikation (65).

Mit Druckmessungen in den ableitenden Harnwegen wurde schon um die Jahrhundertwende begonnen (Tab. 1a), und die dabei angewandten Verfahren (Messung mit Hilfe von zu Meßsonden umfunktionierten Kathetern) wurden in den folgenden Jahrzehnten weiterentwickelt. Dabei wurden jedoch keine neuen Verfahren gefunden, sondern die älteren wurden modifiziert und die Druckaufzeichnung und Druckübermittlung auf den neuesten Stand der Technik gebracht (Tab. 2).

Vergleicht man die Ergebnisse der Blasendruckmessung in der Literatur, so erkennt man große Schwankungen der jeweils erhaltenen Werte (Tab. 1b). Der Grund dafür ist, daß es noch kein einheitliches Meßverfahren gibt, das den Druck bzw. die Druckgegebenheiten in Blase und Urethra mißt, deren Kenntnisse zur Erstellung der Diagnose wichtig sind.

Um den Miktionsvorgang vollständig beschreiben zu können,  
müssen folgende Parameter bekannt sein:

Intravesikaler Druck

Blasenwandelastizität

Intraabdominaler Druck

Intraurethraler Druck

Urethratonus

Sphinkterdrucke

Gedehnter und ungedehnter Urethradurchmesser

Urethrawandelastizität

Flußmenge

Fließgeschwindigkeit

Blasen- und Urethrawandspannung

(7,8,10,13,35,36,45,53,64,69)

Da jedoch diese Miktionsparameter nicht simultan gemessen werden können, müssen repräsentative Parameter ausgewählt werden, um so - mit Hilfe der Gesetze der Hydrodynamik - auch die nicht gemessenen Parameter errechnen zu können.

| Autor            | a) Jahr | b) cm H <sub>2</sub> O |
|------------------|---------|------------------------|
| GENOUVILLE       | 1894    | 24                     |
| REHFISCH         | 1897    | 54                     |
| BAUMANN          | 1955    | 52 - 60                |
| v.GARRELTS       | 1957    | 60 - 120               |
| MURPHY           | 1960    | 21 - 35                |
| SANDØE           | 1960    | 34 - 90                |
| TRISTAN          | 1962    | 20 - 30                |
| GARRETT          | 1962    | 135                    |
| GLEASON/LATTIMER | 1962    | 44 - 70                |
| ZINNER/PAQUIN    | 1963    | 18 - 64                |
| RASMUSSEN        | 1964    | 42 - 78                |
| MORALES          | 1964    | 44 - 70                |
| CLARIDGE         | 1964    | 20 - 30                |
| RITTER           | 1964    | 57                     |
| ZATZ             | 1965    | 38                     |
| HOPKINS          | 1965    | 50 - 90                |
| PIERCE           | 1966    | 70                     |

Tab. 1 Geschichte der Blasendruckmessung und die gewonnenen Druckwerte (Maximaldrucke).

Da die verschiedenen Druckmeßverfahren nicht dieselben Druckgegebenheiten wiedergeben, war es nicht möglich, sich auf einheitliche Parameter zu einigen. Diese Blasendruckmeßverfahren, die untereinander eine Meßdifferenz von  $\pm 30\%$  (51) aufweisen, wurden jedoch noch keinem geeigneten Vergleich ausgesetzt, der die Gültigkeit der einzelnen Verfahren erwies.

Die Aufgabe der vorliegenden Arbeit ist es nun, die drei gängigsten Verfahren der Urethro-Cyst-Manometrie einem genormten Vergleich auszusetzen.

Dabei sollten

- ihre Meßgenauigkeit festgestellt,
- ihre Reproduzierbarkeit überprüft,
- ihre Meßfehler dargestellt werden.

| Autor                 | Jahr | Meßverfahren                                       |
|-----------------------|------|----------------------------------------------------|
| DUBOIS                | 1876 | Elastischer Katheter                               |
| MOSSA/PELLACINI       | 1882 | Urethrakatheter                                    |
| GENOUVILLE            | 1894 | Retrograde Druckmessung                            |
| REHFISCH              | 1897 | Urethrakatheter                                    |
| SCHWARTZ              | 1922 | Urethrakatheter                                    |
| ADLER                 | 1929 | Suprapubischer Katheter                            |
| DENNY-BROWN/ROBERTSON | 1933 | Verschieden große Katheter<br>in Blase und Urethra |
| SIMONS                | 1936 | Ballonkatheter                                     |
| BAUMANN               | 1955 | Urethrakatheter                                    |
| ENHOERNING            | 1961 | Ballonkatheter                                     |
| GARRETT               | 1962 | Suprapubischer Katheter<br>und Urethrakatheter     |
| HOLM                  | 1962 | Mikromanometer                                     |
| CARDUS                | 1963 | Elektromagnetischer Adapter                        |
| EMANUEL               | 1963 | Ballonkatheter                                     |
| ZINNER                | 1963 | Urethrakatheter                                    |
| KING/MELLENS/WHITE    | 1965 | Ballonkatheter                                     |
| BACKMANN              | 1966 | Urethrakatheter                                    |
| GLEASON/LATTIMER      | 1967 | Batteriegetriebene Druck-<br>meßkapsel             |
| BROWN/WICKHAM         | 1969 | Perfusionskatheter                                 |
| BECK/HEIDENREICH      | 1971 | Perfusionskatheter                                 |
| FLACH                 | 1973 | Retrograde Druckmessung<br>mit Luft                |
| SCHREITER             | 1974 | Perfusionskatheter                                 |
| ULMSTEN               | 1975 | Microtransducer-Katheter                           |

Tab. 2 Entwicklung der Urethro-Cysto-Manometrie.

Entwicklung eines Blasen-Urethra-Modells

Da eine Vergleichsmessung durchgeführt werden sollte, wurde auf Tierversuche zu Gunsten der Entwicklung eines Blasen-Urethra-Modells verzichtet. Hier konnten unbekannte Störgrößen wie anatomische Variationen, Blutdruck, Narkosetiefe und Vordehnung des zu messenden Systems ausgeschlossen werden.

Der Starlung-Widerstand (in 73-77) wurde modifiziert und mit einer beliebig programmierbaren Druckpumpe versehen (Abb.1).

BLASEN - URETHRA - MODELL

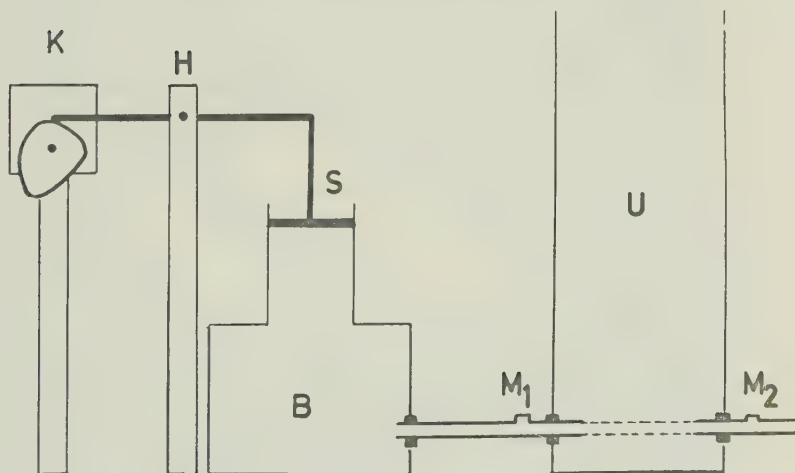


Abb. 1 Blasen-Urethra-Modell

B = Blase, U = Urethragefäß mit Latex-Urethra,

K = Kurvenscheibe mit E-Motor, S = Stempel,

H = Gleichseitiger Hebel,  $M_1/M_2$  = Meßpunkte vor/nach  
Urethragefäß

Es wurden zwei Glasbehälter benutzt, wobei B die Blase und U das Urethragefäß darstellen sollte (B bestand aus Druckteil und Reservoir. Reservoir: Grundfläche =  $176,6 \text{ cm}^2$ , Höhe = 10 cm. Druckteil: Grundfläche =  $78,5 \text{ cm}^2$ , Höhe = 20 cm. Urethragefäß: Grundfläche =  $78,5 \text{ cm}^2$ , Höhe = 100 cm).

In die Wand des Urethragefäßes wurde 2 cm oberhalb der Grundfläche auf gegenüberliegenden Seiten jeweils ein Loch ( $\phi = 2 \text{ cm}$ ) gebohrt, durch das ein Latexrohr ( $\phi = 0,5 \text{ cm}$ ) mit Befestigung - als künstliche Urethra - hindurchgezogen wurde (Abb.2).

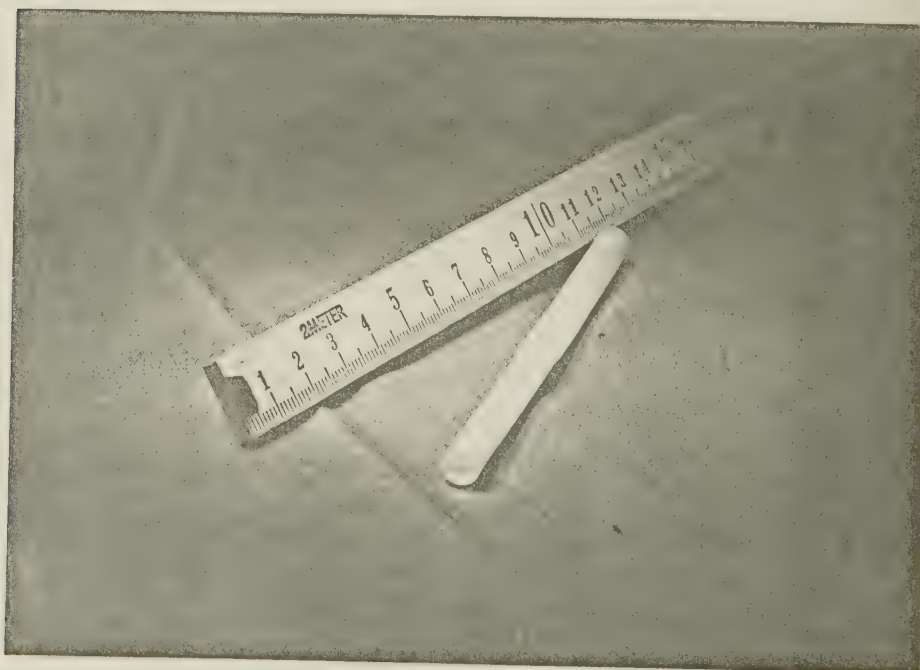


Abb. 2 Die Latex-Urethra  
(REX-Gummiwerke Pfungstadt)

Die künstliche Urethra hatte im Urethragefäß eine Länge von 6-7 cm. Außerhalb des Urethragefäßes wurde die künstliche Urethra an eine Glasröhre ( $\phi = 0,5$  cm) angeschlossen, die einerseits die Blase B mit dem Urethragefäß U verband, andererseits aus U herausführte und das Meßstreckenende bildete.

Durch Füllung des Urethragefäßes mit verschiedenen Flüssigkeitsvolumina (Wasser) konnte man den Druck auf die künstliche Harnröhre variieren, man konnte sie dehnen und zusammenpressen, je nachdem der Wasserdruck in U den Wasserdruck in B übertraf. Die Latex-Urethra hatte nur dann ihre ursprüngliche ungedehnte Form, wenn in B und U der gleiche Druck herrschte (Abb.3).

#### VERHALTEN DER URETHRA BEI VERSCHIEDENER DRUCKBELASTUNG

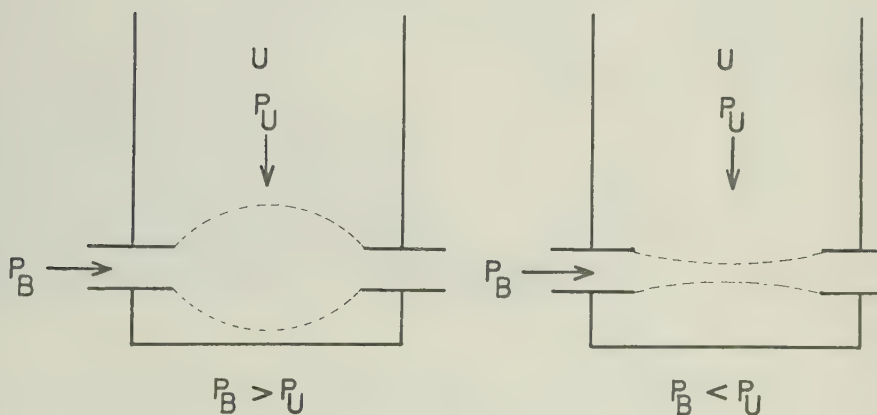


Abb. 3 Verhalten der Urethra bei verschiedener Druckbelastung  
 $P_B$  = Blasendruck,  $P_U$  = Urethrabelastungsdruck

Um ein möglichst genaues Blasen-Urethra-Modell zu bekommen, mußte ein Mechanismus konstruiert werden, mit dessen Hilfe es möglich wurde, den Druck in der Blase beliebig zu ändern. Dieser Apparat bestand aus einem besonders angetriebenen Stempel, der auf dem Blasengefäß B saß. Der Antrieb bestand aus einem Elektromotor mit einem speziell entwickelten Getriebe und mit einer Kurvenscheibe, die für diese Versuchsreihe berechnet und hergestellt wurde. Diese Scheibe, die über einen gleichseitigen Hebel mit dem Stempel verbunden war, wurde so konstruiert, daß sie bei ihrer Rotation den Stempel auf B herunterdrückte, so daß der Druck in B den Druck in U übertraf. Da durch den Wasserausfluß der Flüssigkeitsspiegel in B sank, der Druck auf B jedoch beibehalten werden sollte, mußte die Kurvenscheibe eine exzentrische Form erhalten. Die Scheibenform wurde so berechnet, daß ihr Radius mit dem Ausströmvolumen aus B durch U bzw. durch den Flüssigkeitsniveauabfall in B zunahm (Abb.4).

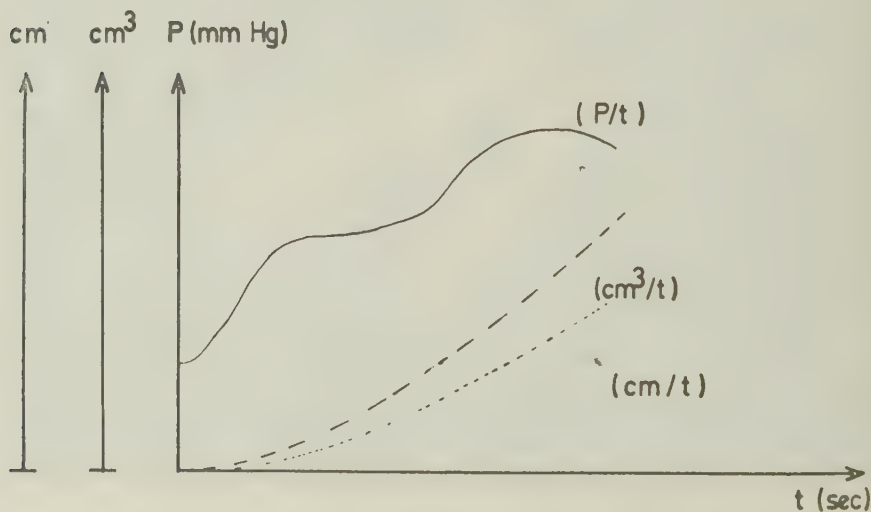


Abb. 4 Berechnungsgrundlage für die Kurvenscheibe.

Zu Abb. 4      $(P/t)$      = vorgegebene Druckänderung/Zeit  
                   $(\text{cm}^3/t)$    = Volumenabnahme in B bei  $(P/t)$   
                   $(\text{cm}/t)$      = Abnahme des Flüssigkeitsspiegels  
                                  in B bei  $(P/t)$

Durch Übertragung der Abnahme des Flüssigkeitsspiegels in B bei  $(P/t)$  auf einen Kreis erhält man die Form der gewünschten Kurvenscheibe (Abb.5).

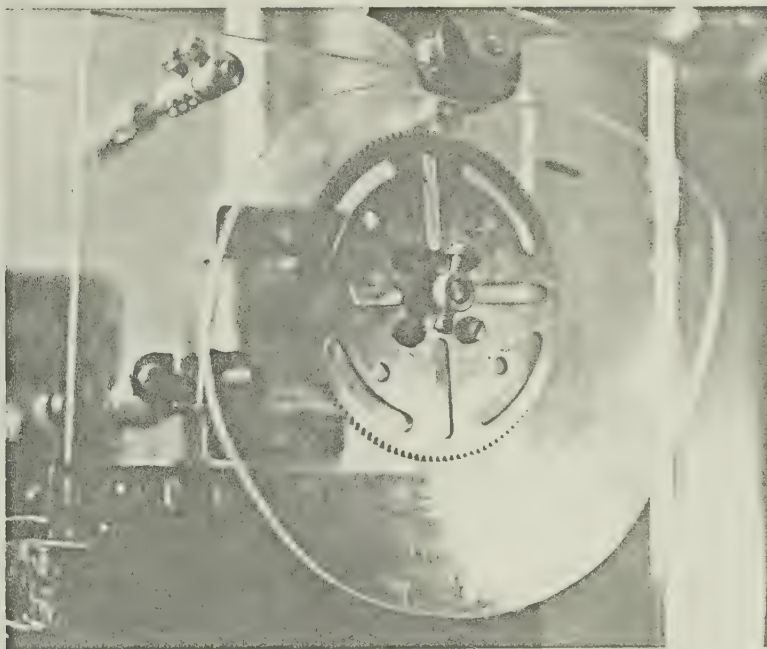


Abb. 5     Durch Berechnung des Ausströmvolumens bei verschiedenen Drucken bekommt die Scheibe eine exzentrische Form.

Bei erhöhtem Druck fließt mehr Flüssigkeit durch das Latex-Rohr, der Wasserspiegel in B senkt sich daher schneller. Das bedeutet, daß sich der Stempel rascher senken muß. Da der Stempel über den gleichseitigen Hebel durch die Scheibe heruntergedrückt wird, muß sich der Kurvenscheibenradius entsprechend vergrößern.

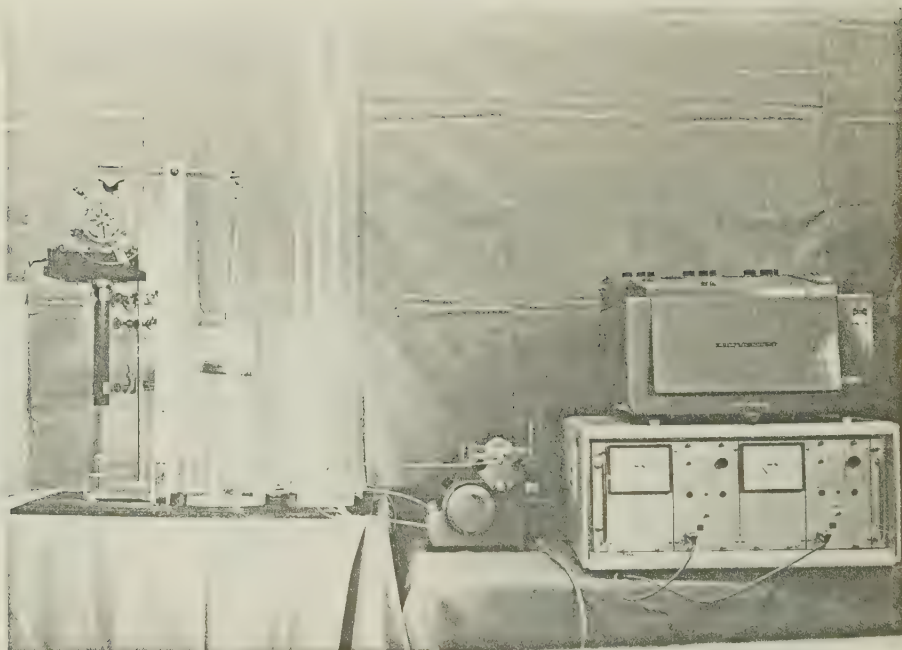


Abb. 6 Blasen-Urethra-Modell mit Braun-Perfusor und Druckmeß- und Druckaufzeichnungselementen der Firma Hellige/Freiburg-Brsg. (Statham P 23, Druckmeßelement 218 009, Recorder B 34-S).

Um die Druckverhältnisse während der Messung genau überprüfen zu können, wurde der Druck vor und nach der "Urethra" (U) gemessen. Den Druck in U konnte man durch die unterschiedliche Höhe der Flüssigkeitssäule bestimmen.

Zur Druckmessung und Druckaufzeichnung wurden Statham P 23 - Druckelemente, das Druckelement 218 009 und der Zweifachschreiber B 34-S der Firma Hellige/Freiburg-Brsg. benutzt (Abb.6).

## Blasendruckmeßverfahren

### open-side Perfusionsverfahren (13,37)

Es wurde ein 8 Charr.-Katheter benutzt, der 4 cm distal seiner Spitze drei im Abstand von  $120^{\circ}$  angeordnete Löcher besaß, die einen Durchmesser von 1 mm hatten. Über ein T-Stück war der Katheter einerseits mit dem Druckelement verbunden und andererseits mit einer Pumpe, die konstante Flüssigkeitsmengen pro Zeiteinheit durch den Katheter drückte. Es wurde mit drei Perfusionsgeschwindigkeiten gearbeitet: 2 ml/min, 3,75 ml/min, 5 ml/min. Es wurde der Widerstand gegen die Perfusion gemessen.

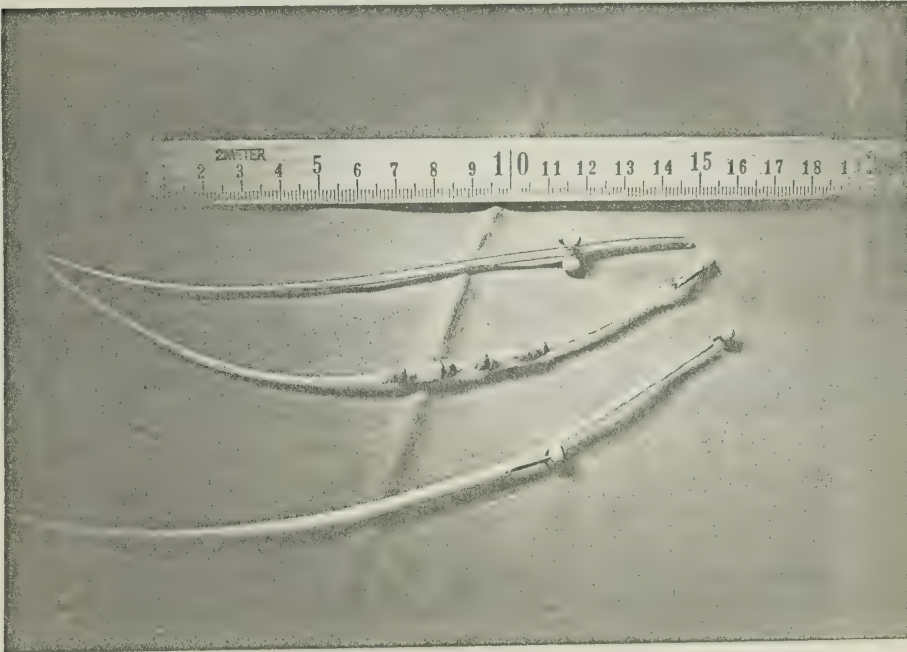


Abb. 7 Blasendruckmeßkatheter  
von oben nach unten: open-side-Meßkatheter  
Ballon-Meßkatheter  
open-tip(end)-Meßkatheter

### open-tip(end) Perfusionsverfahren (7,8,61)

Es wurde ein 14 Charr.-Harnröhrenkatheter benutzt. Durch diesen Katheter wurden zwei Druckmeßkatheter hindurchgeschoben, wobei der eine an der Mündung des Harnröhrenkatheters endete, während der andere Druckmeßkatheter diesen um 5-6 cm überragte. Um alle beweglichen Teile auszuschließen, wurden die Katheter miteinander verschweißt. Die beiden Druckmeßkatheter wurden an die Druckelemente angeschlossen, während der Harnröhrenkatheter mit einem Perfusor verbunden war, der konstante Flüssigkeitsvolumina pro Zeiteinheit durch den Katheter drückte.

Es wurden drei Perfusionsgeschwindigkeiten gewählt:  
2 ml/min; 3,75 ml/min; 5 ml/min.

### Ballonmeßverfahren (21,24)

Bei diesem Katheter handelte es sich um einen Vierkanalkatheter mit einem äußeren Durchmesser von 3 mm (10 Charr.). Zwei Kanäle an seinem Ende waren offen, einer um die Blase zu füllen, der andere um den Blasendruck zu messen. Fünf Zentimeter distal dieser Blasenöffnungen befand sich eine weitere Öffnung, um den Urethratonus zu messen. Diese Öffnung war von einem 5 mm langen Latex-Ballon bedeckt, der annähernd einen Durchmesser von 4 mm (13 Charr.) hatte. Zwei Zentimeter distal dieser Öffnung befand sich eine zweite gleichen Aussehens. Alle Kanäle waren mit Flüssigkeit gefüllt, wobei vorhandene Gasblasen sorgfältig ausgespült wurden. Der Blasenfüllkatheter war an eine Pumpe angeschlossen, während die anderen Kanäle mit Druckelementen verbunden waren, die wiederum in Verbindung mit einem Schreiber standen.

Um die beste Druckübertragung zu erzielen, wurden die Ballons mit verschiedenen Wasservolumina, also verschiedenen Drucken, gefüllt. Es wurden folgende Drucke gewählt:  
0 - 30 - 60 - 75 - 90 - 120 mmHg.

## Konstruktion eines Balloneichgerätes

Da man um die Dehnbarkeit und die Materialerschaffung des Ballons wußte, wurde ein Balloneichgerät gebaut, mit dessen Hilfe es möglich war, eine Eichkurve zu erstellen und die Linearität der Ballonmeßkurven zu erfassen (40).

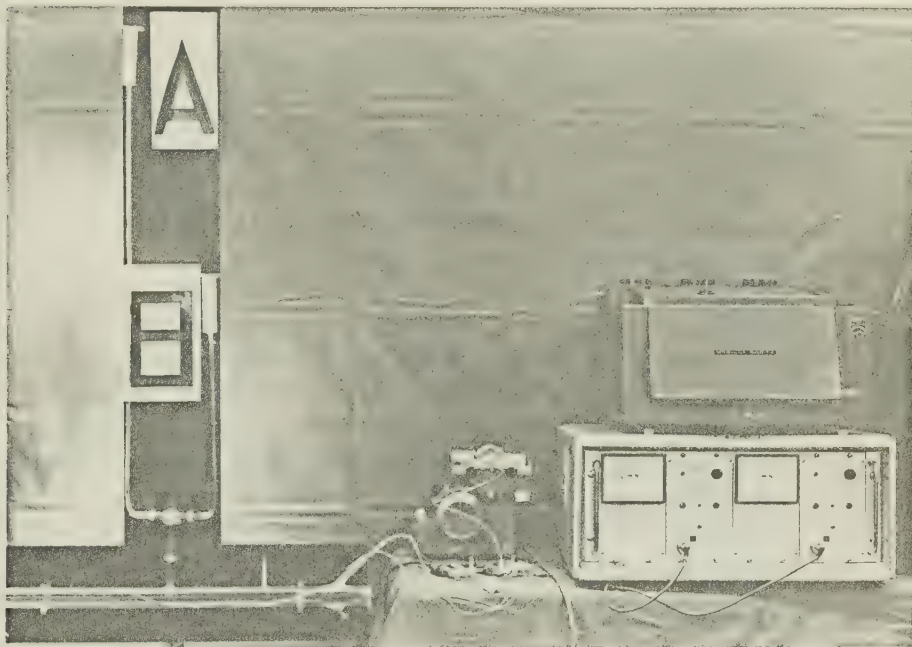


Abb. 8 Balloneichgerät

A = 56 mmHg (= 80 cm H<sub>2</sub>O)

B = 28 mmHg (= 40 cm H<sub>2</sub>O)

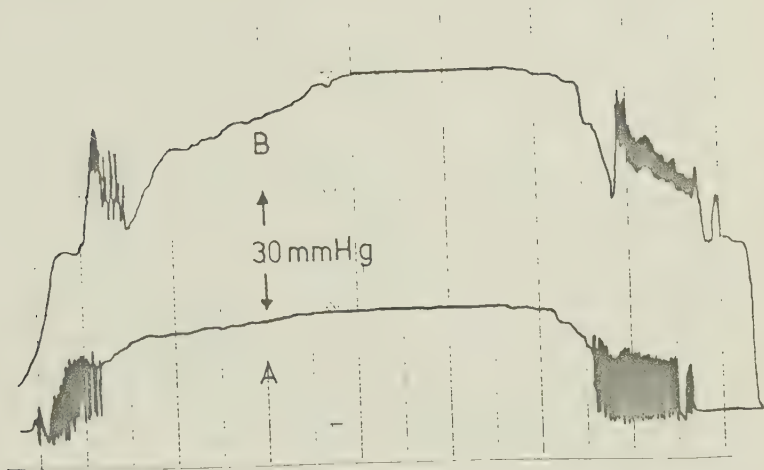
Das Eichgerät (Abb.8) bestand aus einem 100 cm langen Glaszylinder ( $\phi = 2$  cm), der über einen Drei-Wege-Hahn an eine 80 cm (A) und eine 40 cm (B) hohe Wassersäule angeschlossen war; neben diesem Drei-Wege-Hahn-Zugang befand sich am Glaszylinder noch ein zweiter sog. Nulldruckzugang.

Am Ende des Kolbens wurde ein Stutzen angebracht, durch den man den Ballonkatheter in den Glaszylinder schieben konnte. Durch einen Flansch am Katheterende, den man über den Stutzen schob, konnte man den im Eichgerät liegenden Ballonkatheter so abdichten, daß es möglich war, die Meßleitungen an ein Druckelement mit Schreiber anzuschließen. Über den Drei-Wege-Hahn wurde der Ballon hintereinander mit Drucken von 0 - 28 - 56 - 28 - 0 mmHg belastet, wobei der Ausschlag bei 56 mmHg den doppelten Wert des Ausschlages bei 28 mmHg haben sollte, um eine Linearität zu erzielen. Wurde die Linearität gefunden, so konnte man die erhaltene Kurve als Eichkurve benutzen (Abb.25).

#### Das Verhalten der künstlichen Urethra bei verschiedenen Druckbelastungen

Das Verhalten der künstlichen Urethra bei verschiedenen Druckbelastungen wurde isoliert betrachtet. Durch den Stempel auf B wurde in B ein konstanter Druck erzeugt, der den gleichen Wert haben sollte, wie der die Urethra belastende. Während des Druckanstieges in B bis zu einem bestimmten "Solldruck" konnte man eine kontinuierliche Aufdehnung der Urethra feststellen. Im näheren Bereich dieses Solldruckes stellte sich heraus, daß sich plötzlich die Urethra mit hoher Frequenz öffnete und wieder schloß, so daß das Wasser nur in kleinen Portionen aus der Urethra floß. Wurde dieser "kritische Druck" überschritten, so strömte das Wasser gleichmäßig ohne Unterbrechung des Flusses heraus.

Die Deformation der Urethra war in diesem "kritischen Druckbereich" nicht konstant sondern schwankend, was wiederum beweist, daß es eine Inkonstanz der Energieverteilung in diesem "Urethragebiet" gibt. Die Amplitude der Schwankungen war für einen "kritischen Druck" immer konstant ebenso wie die Schwingungsfrequenz (Abb.9).



Verhalten der künstlichen Urethra bei  
verschiedenen Druckbelastungen  $P_B$  und  $P_U$

Abb. 9 Verhalten der künstlichen Urethra bei verschiedenen Druckbelastungen

$$P_U = P_B$$

A = Meßpunkt nach der Urethra

B = Meßpunkt vor der Urethra

## Versuchsdurchführung

Die Katheter wurden nach ihrer Eichung in die vorher beschriebene Urethra geschoben.

Um die Druckwiedergabe unter "statischen" Bedingungen zu testen, wurde das Urethragefäß mit verschiedenen Wasservolumina gefüllt, so daß die "Harnröhre" mit differierenden Drucken belastet wurde. Die Druckmessungen wurden je fünfmal durchgeführt.

Anschließend wurde die Druckwiedergabe der einzelnen Meßkatheter unter "dynamischen" Bedingungen gemessen. Die künstliche Harnröhre wurde mit einem konstanten Wasservolumen belastet. Danach wurde das "Blase-Gefäß" mit Wasser gefüllt und der von einem E-Motor angetriebene Stempel, der auf dem Blasen-Gefäß saß, in Bewegung gesetzt, der dann in der "Blase" die vorausberechneten Druckschwankungen erzeugte. Diese Druckschwankungen wurden in der "Urethra" durch die verschiedenen Meßsonden aufgezeichnet.

Es wurden drei Meßreihen angesetzt, bei denen die Urethra mit 28 - 35 - 42 mmHg belastet wurde. Diese Meßreihen wurden für jedes Meßverfahren wiederum je fünfmal durchgeführt.

## Auswertung der Meßergebnisse

Innerhalb des Versuchsprogrammes wurden drei verschiedene Meßkatheter dreizehn unterschiedlichen Meßbedingungen ausgesetzt. Bei allen Versuchen wurde die künstliche Urethra mit Drucken von 7-63 mmHg belastet, wobei die Druckerhöhung in einem regelmäßigen Abstand von 7 mmHg erfolgte. Die Drucke von 7-63 mmHg lagen in dem physiologischen Blasen-Urethra-Druckbereich (siehe Tab.1, S.2). Zur Eingrenzung des Meßfehlers wurde jede Messung fünfmal durchgeführt, so daß man nach Meßabschluß über 1730 Meßdatenpaare (gegebener-gemessener Druck) verfügte.

Zur Auswertung der erhaltenen Meßdatenpaare benutzte man ein statistisches Verfahren, die Regressionsanalyse. Mit diesem Verfahren wurde die Art des festgestellten Zusammenhanges zwischen der unabhängigen Variablen (gegebener Druck) und der abhängigen Variablen (gemessener Druck) festgestellt. Da anhand der Punkteverteilung die Beziehung beider Variablen einen deutlich linearen Verlauf zeigte, sollte durch die mehr oder weniger streuende Punktwolke eine Linie gezogen werden, die möglichst nahe an vielen Punkten vorbeilief und die Quadrate der Abweichungen minimierte. Diese Linie, die den Zusammenhang zwischen den Variablen kennzeichnete, wurde Regressionsgerade genannt und konnte durch die Gleichung

$$y = bx + a$$

b = Steigung der Geraden

a = Nullpunktverschiebung

wiedergegeben werden.

Durch Vergleich mit der Idealgeraden, einer 45°-Geraden (gegebener Druck entspricht gemessenem), konnte qualitativ gesagt werden, welcher Meßkatheter die stärkste Abweichung von der Idealgeraden - der Idealmessung - besaß.

Die ermittelte Regressionsgerade ist eine Stichprobe aus allen möglichen Regressionsgeraden für die Beziehung zwischen den Variablen in der Grundgesamtheit. Der Vertrauensbereich innerhalb dem die wahre Regressionsgerade mit einer bestimmten Irrtumswahrscheinlichkeit liegt, wird

ermittelt aus der Varianz des Mittelwertes und der Varianz der Steigung der gegebenen Regressionsgeraden (Abb.10).

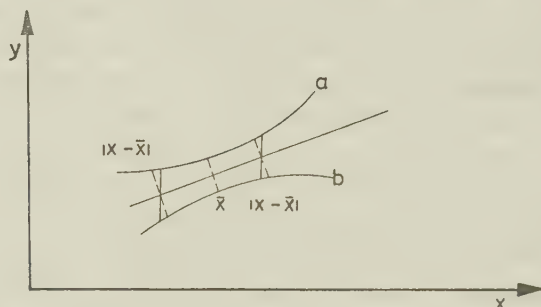


Abb. 10 Der Vertrauensbereich (a b) für die Einzelschätzung setzt sich zusammen aus dem Vertrauensbereich der Regressionsgeraden und der Abweichung der Einzelwerte um ihren Mittelwert. Dabei ist die Standardabweichung einer Einzelschätzung für  $\bar{x}$  ( $\bar{x}$  = Mittelwert der vorgegebenen Drucke) am geringsten und nimmt mit dem Abstand vom Mittelwert zu. Daher wurden die Werte für  $\bar{x} = 35$  mmHg - min.Wert - und für  $|x - \bar{x}| = 7$  bzw. 63 mmHg - max.Wert - angegeben.

Um die Zuverlässigkeit der Messung zu überprüfen, wurde der Konfidenzbereich berechnet, der angibt, daß in diesem Bereich eine Aussage mit 95%iger Sicherheit liegen wird.

Im Sinne einer streng statistischen Auswertung der Meßergebnisse sollte noch die Umkehrung der bisherigen Schlußweise nämlich von y (gemessener Druck) auf x (gegebener Druck) erfolgen. Diese Schlußweise ließ sich jedoch aus folgenden Gründen nicht durchführen:

1. Es erfolgte keine Zufallsauswahl der zu messenden Drucke, sondern diese wurden zu Beginn des Versuchsprogrammes festgelegt.
2. Da die Meßpunkte nicht um die Idealgeraden streuten, lag ein systematischer Fehler vor.

Würde man trotzdem für die drei besten Meßverfahren diese, im strengen Sinne nicht zulässige, Umkehrung durchführen, um größenordnungsmäßig den Meßfehler zu bestimmen, bekäme man folgende Werte:

| MESSVERFAHREN                    | REGRESSIONSGERADE             | VERTRAUENSBEREICH |
|----------------------------------|-------------------------------|-------------------|
| open-side Katheter<br>(5 ml/min) | $y = 0,98x - 0,94$            | $\pm 2,0$ mm Hg   |
| Die Umkehrung                    | $x = y/0,98 + 0,96$           |                   |
| gemessen: $y = 50$ mm Hg         |                               |                   |
| es folgt                         | <u><math>x = 51,96</math></u> | $\pm 2,0$ mm Hg   |
| open-tip Katheter<br>(5 ml/min)  | $y = 0,99x - 3,86$            | $\pm 1,8$ mm Hg   |
| Die Umkehrung                    | $x = y/0,99 + 3,89$           |                   |
| gemessen: $y = 50$ mm Hg         |                               |                   |
| es folgt                         | <u><math>x = 53,39</math></u> | $\pm 1,8$ mm Hg   |
| Ballon-Katheter<br>(75 mm Hg)    | $y = 1,00x - 0,29$            | $\pm 1,7$ mm Hg   |
| Die Umkehrung                    | $x = y + 0,29$                |                   |
| gemessen: $y = 50$ mm Hg         |                               |                   |
| es folgt                         | <u><math>x = 50,29</math></u> | $\pm 1,7$ mm Hg   |

Würde man von einem gemessenen Wert  $y$  (z.B. 50 mm Hg) auf den gegebenen Wert  $x$  schließen, so würde sich keine wesentliche Vergrößerung des Meßfehlers einstellen.

Daher wurde bei der Meßdatenauswertung auf die Größenordnung der Druckabweichung vom Idealwert geachtet.

Da bei klinischer Anwendung der Meßkatheter mit einer Toleranzgrenze von  $\pm 10\%$  gerechnet wird, ergaben sich für den Druckbereich von 28-63 mm Hg Meßergebnisse, die innerhalb dieser Toleranzgrenze streuten.

Weiterhin wurde auf die Praktikabilität der Katheter und auf die Einfachheit ihrer Handhabung Wert gelegt.

Die neben den Meßergebnissen gewonnenen praktischen Erfahrungen in der Handhabung der Katheter wurden beschrieben.

## Meßergebnisse

- I) Abhängigkeit des gemessenen Druckes ( $y$ ) von dem vorgegebenen Druck ( $x$ ) durch die Regressionsgerade wiedergegeben.
- II) Abweichungsbreite bei einer 95%ig sicheren Vorausschätzung (Konfidenzbereich). Nach Abb.10 müssen zwei Werte angegeben werden:
- |    |                                   |
|----|-----------------------------------|
| a) | $ x - \bar{x}  = 7$ bzw. 63 mm Hg |
| b) | $\bar{x} = 35$ mm Hg              |

---

|              | I                 | II               |
|--------------|-------------------|------------------|
| Meßverfahren | Regressionsgerade | Konfidenzbereich |
|              | mm Hg             | mm Hg            |

### STATISCHE DRUCKMESSUNG

#### open-side Katheter

##### Perfusionsrate

|      |        |                    |               |
|------|--------|--------------------|---------------|
| 2    | ml/min | $y = 0,90x - 6,90$ | a) $\pm 4,15$ |
|      |        |                    | b) $\pm 4,05$ |
| 3,75 | ml/min | $y = 0,99x - 4,49$ | a) $\pm 3,38$ |
|      |        |                    | b) $\pm 3,30$ |
| 5    | ml/min | $y = 0,98x - 0,94$ | a) $\pm 2,03$ |
|      |        |                    | b) $\pm 1,98$ |

---

#### open-tip(end) Katheter

##### Perfusionsrate

|      |        |                    |               |
|------|--------|--------------------|---------------|
| 2    | ml/min | $y = 0,74x - 8,34$ | a) $\pm 6,66$ |
|      |        |                    | b) $\pm 6,50$ |
| 3,75 | ml/min | $y = 0,93x - 2,42$ | a) $\pm 2,38$ |
|      |        |                    | b) $\pm 2,32$ |
| 5    | ml/min | $y = 0,99x - 3,86$ | a) $\pm 1,75$ |
|      |        |                    | b) $\pm 1,71$ |

---

#### Ballonkatheter ohne speziell erstellte Eichkurve

##### Balloninnendruck

|          |                    |               |
|----------|--------------------|---------------|
| 0 mm Hg  | $y = 0,90x - 6,47$ | a) $\pm 2,26$ |
|          |                    | b) $\pm 2,20$ |
| 30 mm Hg | $y = 0,81x - 2,42$ | a) $\pm 7,16$ |
|          |                    | b) $\pm 7,06$ |
| 60 mm Hg | $y = 0,78x - 3,13$ | a) $\pm 5,86$ |
|          |                    | b) $\pm 5,71$ |

|           |                    |                |
|-----------|--------------------|----------------|
| 75 mm Hg  | $y = 0,79x - 2,21$ | a) $\pm 7,49$  |
|           |                    | b) $\pm 7,30$  |
| 90 mm Hg  | $y = 0,65x - 4,01$ | a) $\pm 7,58$  |
|           |                    | b) $\pm 7,30$  |
| 120 mm Hg | $y = 0,97x - 4,65$ | a) $\pm 16,49$ |
|           |                    | b) $\pm 16,08$ |

Ballonkatheter mit speziell erstellter Eichkurve  
Balloninnendruck

|           |                    |               |
|-----------|--------------------|---------------|
| 0 mm Hg   | $y = 0,91x - 5,57$ | a) $\pm 1,92$ |
|           |                    | b) $\pm 1,87$ |
| 30 mm Hg  | $y = 0,96x - 4,16$ | a) $\pm 2,77$ |
|           |                    | b) $\pm 2,70$ |
| 60 mm Hg  | $y = 1,02x - 3,54$ | a) $\pm 1,95$ |
|           |                    | b) $\pm 1,91$ |
| 75 mm Hg  | $y = 1,00x - 0,29$ | a) $\pm 1,68$ |
|           |                    | b) $\pm 1,64$ |
| 90 mm Hg  | $y = 1,01x + 0,78$ | a) $\pm 2,23$ |
|           |                    | b) $\pm 2,18$ |
| 120 mm Hg | $y = 1,01x + 3,71$ | a) $\pm 2,53$ |
|           |                    | b) $\pm 2,46$ |

DYNAMISCHE DRUCKMESSUNG

- a)  $|x - \bar{x}| = 30$  und 70  
b)  $\bar{x} = 50$

Urethrabelastungsdruck: 28 mm Hg (40 cm H<sub>2</sub>O)

open-side Katheter

Perfusionsrate

|             |                     |                |
|-------------|---------------------|----------------|
| 2 ml/min    | $y = 0,98x + 11,12$ | a) $\pm 4,87$  |
|             |                     | b) $\pm 4,75$  |
| 3,75 ml/min | $y = 0,90x + 17,90$ | a) $\pm 10,55$ |
|             |                     | b) $\pm 10,29$ |
| 5 ml/min    | $y = 0,95x + 17,63$ | a) $\pm 7,98$  |
|             |                     | b) $\pm 7,78$  |

# open-tip(end) Katheter

## Perfusionsrate

|      |        |                    |    |            |
|------|--------|--------------------|----|------------|
| 2    | ml/min | $y = 1,10x + 8,46$ | a) | $\pm 3,11$ |
|      |        |                    | b) | $\pm 3,09$ |
| 3,75 | ml/min | $y = 1,11x + 7,15$ | a) | $\pm 4,26$ |
|      |        |                    | b) | $\pm 4,20$ |
| 5    | ml/min | $y = 1,14x + 8,33$ | a) | $\pm 5,76$ |
|      |        |                    | b) | $\pm 5,61$ |

---

## Ballonkatheter

### Balloninnendruck

|          |                     |    |            |
|----------|---------------------|----|------------|
| 75 mm Hg | $y = 0,26x + 20,97$ | a) | $\pm 2,64$ |
|          |                     | b) | $\pm 2,46$ |

---

Urethrabelastungsdruck: 35 mm Hg (= 50 cm H<sub>2</sub>O)

- a)  $|x - \bar{x}| = 30$  und  $70$
- b)  $\bar{x} = 50$

## open-side Katheter

### Perfusionsrate

|      |        |                     |    |            |
|------|--------|---------------------|----|------------|
| 2    | ml/min | $y = 0,97x + 18,97$ | a) | $\pm 1,75$ |
|      |        |                     | b) | $\pm 1,71$ |
| 3,75 | ml/min | $y = 0,97x + 19,61$ | a) | $\pm 1,86$ |
|      |        |                     | b) | $\pm 1,81$ |
| 5    | ml/min | $y = 0,96x + 22,42$ | a) | $\pm 1,95$ |
|      |        |                     | b) | $\pm 1,91$ |

---

open-tip(end) Katheter

Perfusionsrate

|      |        |                    |               |
|------|--------|--------------------|---------------|
| 2    | ml/min | $y = 1,45x - 3,29$ | a) $\pm 4,43$ |
|      |        |                    | b) $\pm 4,33$ |
| 3,75 | ml/min | $y = 1,35x + 0,83$ | a) $\pm 7,98$ |
|      |        |                    | b) $\pm 7,78$ |
| 5    | ml/min | $y = 1,26x + 4,65$ | a) $\pm 5,94$ |
|      |        |                    | b) $\pm 5,79$ |

---

Ballonkatheter

Balloninnendruck

|          |                     |               |
|----------|---------------------|---------------|
| 75 mm Hg | $y = 0,37x + 21,14$ | a) $\pm 6,07$ |
|          |                     | b) $\pm 5,92$ |

---

Urethrabelastungsdruck: 42 mm Hg (= 60 cm H<sub>2</sub>O)

- a)  $|x - \bar{x}| = 35$  und 70  
b)  $\bar{x} = 50$

open-side Katheter

Perfusionsrate

|      |        |                     |               |
|------|--------|---------------------|---------------|
| 2    | ml/min | $y = 0,94x + 25,05$ | a) $\pm 2,10$ |
|      |        |                     | b) $\pm 2,05$ |
| 3,75 | ml/min | $y = 0,95x + 25,65$ | a) $\pm 2,20$ |
|      |        |                     | b) $\pm 2,14$ |
| 5    | ml/min | $y = 0,91x + 30,35$ | a) $\pm 1,96$ |
|      |        |                     | b) $\pm 1,91$ |

---

open-tip(end) Katheter

Perfusionsrate

|      |        |                     |               |
|------|--------|---------------------|---------------|
| 2    | ml/min | $y = 1,05x + 19,25$ | a) $\pm 3,90$ |
|      |        |                     | b) $\pm 3,80$ |
| 3,75 | ml/min | $y = 1,05x + 22,60$ | a) $\pm 4,74$ |
|      |        |                     | b) $\pm 4,62$ |

open-tip(end) Katheter

Perfusionsrate

$$\begin{array}{llll} 5 & \text{ml/min} & y = 0,98x + 26,80 & \begin{array}{l} \text{a) } \pm 3,79 \\ \text{b) } \pm 3,69 \end{array} \end{array}$$

---

Ballonkatheter

Balloninnendruck

$$\begin{array}{llll} 75 \text{ mm Hg} & & y = 0,33x + 26,00 & \begin{array}{l} \text{a) } \pm 5,83 \\ \text{b) } \pm 5,68 \end{array} \end{array}$$

---

Standardabweichung der Regressionsgeraden für die vier besten Gruppen bei der statischen Druckmessung

| Meßverfahren | Regressionsgerade<br>mm Hg | Standardabweichung<br>mm Hg    |
|--------------|----------------------------|--------------------------------|
|              |                            | a) $ x - \bar{x}  = 7$ bzw. 63 |
|              |                            | b) $\bar{x} = 35$              |

---

open-side Katheter

Perfusionsrate

$$\begin{array}{llll} 5 & \text{ml/min} & y = 0,98x - 0,94 & \begin{array}{l} \text{a) } \pm 0,54 \\ \text{b) } \pm 0,29 \end{array} \end{array}$$

open-tip(end) Katheter

Perfusionsrate

$$\begin{array}{llll} 5 & \text{ml/min} & y = 0,99x - 3,86 & \begin{array}{l} \text{a) } \pm 0,45 \\ \text{b) } \pm 0,24 \end{array} \end{array}$$

Ballonkatheter mit spez. Eichkurve

Balloninnendruck

75 mm Hg

$$y = 1,00x - 0,29$$

$$a) \quad \pm 0,37$$

$$b) \quad \pm 0,24$$

Ballonkatheter mit spez. Eichkurve

Balloninnendruck

90 mm Hg

$$y = 1,01x + 0,78$$

$$a) \quad \pm 0,58$$

$$b) \quad \pm 0,32$$

## Begründung des experimentellen Vergleichs

Unterschiedliche Meßvorrichtungen zur Messung eines Objektes lassen sich grundsätzlich auf theoretischem oder auf experimentellem Wege vergleichen. Einem theoretischen, d.h. streng mathematisch-physikalischen Vergleich ist der Vorzug zu geben, da die bei einem experimentellen Vergleich auftretenden statistischen Schwankungen nicht vorkommen.

Vorbedingung für die Durchführung eines theoretischen Vergleichs sollte jedoch sein, daß das Problem - System Meßvorrichtung - Meßobjekt (= Meßanordnung) - in einer möglichst einfachen analytisch geschlossenen Form darstellbar ist, da hieraus die die speziellen Eigenschaften der Meßvorrichtung beeinflussenden Parameter und deren Wirkungsweise genau beurteilt werden können.

Die Meßanordnung Blase - Blasendruckmeßsonde läßt sich mathematisch gesehen in getrennt behandelbare Teilsysteme

- Blase (Blasendruck) - Meßobjekt
- Blasendruckmeßsonde - Meßvorrichtung

und einen Interferenzteil

- Blase (Blasendruck) - Blasendruckmeßsonde

aufteilen.

Der Interferenzteil zwischen Meßobjekt und Meßvorrichtung ist bei einer idealen Meßanordnung identisch Null, d.h. es bestehen keine Rückwirkungen zwischen Meßobjekt und Meßvorrichtungen. In diesem Fall reduziert sich das Problem "Beurteilung einer Meßanordnung" allein auf die mathematische Beschreibung der Meßvorrichtung, die auch Apparatfunktion genannt wird.

Bei der Blasendruckmeßmethode mittels Kathetern wird jedoch u.a. die den Blasendruckverlauf beeinflussende Urethra gegenüber dem Zustand ohne Katheter stark gestört, was zwangsläufig wesentliche Rückwirkungen auf das Meßobjekt haben muß.

Da bei dieser Meßmethode der Interferenzteil zwischen Meßobjekt und Meßvorrichtung von null verschieden ist und auch nicht vernachlässigt werden darf, muß für einen mathematischen Vergleich neben den Apparatefunktionen die bei jeder Meßanordnung unterschiedlichen Interferenzteile sowie das Meßobjekt zur Beurteilung der jeweiligen Meßanordnung mathematisch beschrieben werden. Wenn allein eines dieser Teilsysteme nicht in einer einfachen analytischen Form darstellbar ist, muß eine experimentelle Vergleichsmethodik für die verschiedenen Meßvorrichtungen benutzt werden.

Der Blasendruckverlauf wird während der Miktionsphase wesentlich vom Verlauf des Urethraöffnungsdruckes bestimmt. Der Urethraöffnungsdruck ist keine stationäre, sondern eine transiente Größe, die mit Hilfe der Bruchmechanik angenähert werden könnte. Die Bruchmechanik liefert selbst im allgemeinen keine analytisch geschlossenen Lösungen. Erschwerend kommt hierbei noch hinzu, daß die Urethrawand nicht, wie in der Bruchmechanik üblich, als starre, sondern als im elastischen Übergangsgebiet befindliche Begrenzungsfläche angenommen werden muß.

Da bereits der Verlauf des Blasendruckes - insbesondere während der Miktionsphase - nur näherungsweise in einer analytisch geschlossenen Form darstellbar ist, erübrigt sich die Diskussion über die mathematische Darstellbarkeit, insbesondere des Interferenzteiles, so daß zum Vergleich der Blasendruckmethodik nur der experimentelle Teil bleibt.

Wie bereits aus den vorhergehenden Betrachtungen ersichtlich wird, müssen auch zu einem experimentellen Vergleich von Blasendruckmeßkathetern wegen des nicht vernachlässigbaren Interferenzteils zwischen Blase-Urethra und Katheter die experimentell verifizierbaren Blasendruckverhältnisse reproduzierbar sein. Besonders muß auch der Miktionsvorgang mit dem Experiment dargestellt werden, da hierbei die durch den Katheter hervorgerufene Störung bzw. Wechselwirkung zwischen Katheter und Blasendruck maximal ist.

## DISKUSSION

Mehrere Autoren (34,35,51,64) entwickelten Blasen-Urethra-Modelle, von denen jedoch nur zwei (34,64) zu praktischen Versuchen herangezogen wurden. GRABER (34) und SCOTT (64) konstruierten Modelle, deren theoretische wie auch praktische Grundlagen schon von STARLING (in 73-77) vorgegeben wurden. Diese beiden Modelle konnten jedoch keine Druckschwankungen der Blase wiedergeben, da in diesen "Blasen" der Druck während einer Messung nicht erhöht werden konnte.

In diesen Modellen wurde der Urethradruck nur mit Hilfe eines Meßverfahrens gemessen und die erhaltenen Werte nicht mit den Werten eines anderen Verfahrens verglichen. GRABER (34) fand in seinem Modell bei der Beobachtung eines Urethradruckprofiles unter großer statischer Belastung, daß der Blasendruckanstieg nicht vollständig dem Urethratonus im Bereich des Sphinkters externus entspricht. Anstelle des erwarteten Druckanstieges wurde ein kontinuierlicher Abfall der Wandspannung entlang der Urethra gefunden.

KING, MELLENS und WHITE (42) verglichen in vivo einen Zweikanalmeßkatheter (5 Charr.) mit einem Einkanalmeßkatheter (PE 200, 4 Charr.) und der Blasendruckmessung durch suprapubische Punktion. Die Meßkatheter wurden nicht perfundiert. Sie stellten fest, daß der Zweikanalmeßkatheter eine verhältnismäßig größere Obstruktion der Urethra darstellte als der Einkanalmeßkatheter.

DROUIN und McCURRY (21) verglichen einen von ihnen modifizierten Ballonkatheter mit einem perfundierten und einem nicht perfundierten Seitlochkatheter. Sie stellten dabei fest, daß der unperfundierte Seitlochkatheter den Ansprüchen der Druckübermittlung nicht genügte. Das Perfusionsverfahren wäre ein geeignetes Meßverfahren, wenn dieses nicht auf den konstanten Rückzug des Katheters reagieren würde. Angaben über den Balloninnendruck und über die Perfusionsgeschwindigkeit wurden nicht veröffentlicht.

HAUBENSAK (37) benutzte einen 8 Charr. open-side Perfusionskatheter mit einer Perfusionsrate von 1 ml/min bei entleerter Blase. Nach dreimaliger Messung stellte er eine Meßabweichung von 2,2% fest. Wenn jedoch die Blase mit 200 ml gefüllt war, stieg der maximale Druck um 2,82% an. Bei Verwendung eines 6 Charr.-Katheters reduzierte sich der Ausgangswert um 4,04%. Bei Verwendung eines 10 Charr.-Katheters fand man einen Druckanstieg um 2,8%, bei einem 12 Charr.-Katheter um 3,9% und bei einem 14 Charr.-Katheter um 4,2%. Wurde eine Perfusionsrate von 0,5 ml/min angewandt, verminderten sich die Werte um 7,4%, bei einer Perfusionsrate von 2 ml/min stiegen die Meßwerte um 7,8% und bei 5 ml/min fand man eine Meßergebnissteigerung um 16,5%.

WALDECK (73-77) zeigte am Starling-Widerstand, daß die Perfusionsgeschwindigkeit bei Perfusionskathetern von großer Bedeutung ist. Je größer die Perfusionsrate gewählt wurde, umso steiler war der Druckanstieg. Bei Perfusionsraten, die größer als 1 ml/min waren, wurde immer der vorgegebene Druck gemessen, wobei keine Abhängigkeit der Frequenz der Freigabe eines Strömungsquerschnittes des Kaninchen-Ösophagus, der als Membran benutzt wurde, feststellbar war.

Im folgenden werden die Ergebnisse der durchgeführten Versuche und Untersuchungen diskutiert:

#### Perfusionskatheter

Durch Vergleich der Steigung der einzelnen ermittelten Meßgeraden, die selbst nicht eine Einzelmessung, sondern den Mittelwert aller Messungen wiedergeben, mit der 45°-Idealgeraden konnte eine starke Abhängigkeit der Perfusionsmethoden von der Perfusionsgeschwindigkeit unter "statischen" Bedingungen gezeigt werden (Tab.3, Abb.11 bis 14).

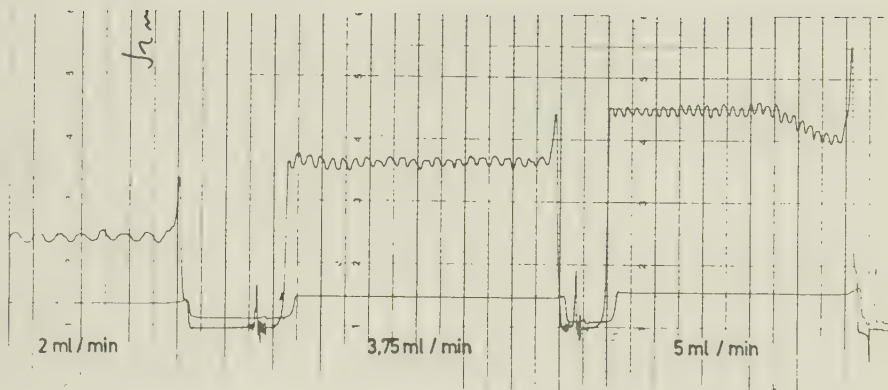
| Meßverfahren           | Steigungsabweichung<br>vom Idealwert<br>% | Nullpunktver-<br>schiebung<br>mm Hg |
|------------------------|-------------------------------------------|-------------------------------------|
| open-side Katheter     |                                           |                                     |
| Perfusionsrate         |                                           |                                     |
| 2 ml/min               | 9,05                                      | - 6,90                              |
| 3,75 ml/min            | 0,81                                      | - 4,49                              |
| 5 ml/min               | 1,24                                      | - 0,94                              |
| open-tip(end) Katheter |                                           |                                     |
| Perfusionsrate         |                                           |                                     |
| 2 ml/min               | 26,19                                     | - 8,34                              |
| 3,75 ml/min            | 6,58                                      | - 5,05                              |
| 5 ml/min               | 0,33                                      | - 3,86                              |

Tab. 3 Abweichung der ermittelten Regressionsgeraden von der Idealgeraden unter statischen Bedingungen.

Die Vertrauensbereiche der ermittelten Regressionsgeraden für die Perfusionsmeßverfahren lagen in dem Bereich von  $\pm 6,66$  bis  $\pm 1,71$  mm Hg. Da die Vertrauensbereiche innerhalb des zulässigen Meßfehlers lagen (Ausnahme: open-tip(end) Katheter 2 ml/min) versuchte man anhand der Regressionsgeraden größenordnungsmäßig das beste Meßverfahren zu finden.

Dabei stellte sich heraus, daß mit steigender Perfusionsrate die Annäherung der Regressionsgerade an die Idealgerade immer größer wurde (Tab.3: Die Steigungsabweichung der Regressionsgeraden von der Idealgeraden nahm prozentual ab) und die Vertrauensbereiche sich verkleinerten. Ebenso verringerte sich die Nullpunktverschiebung mit steigender Perfusionsrate, während die Zahl der Meßantworten-Freigabe eines Strömungsquerschnittes-sich vergrößerte.

Die besten Ergebnisse erzielte man mit dem open-side Katheter mit einer Perfusionsrate von 5 ml/min ( $y = 0,98x - 0,94$  mm Hg,  $\pm 2,03$  mm Hg).



STATISCHE DRUCKMESSUNG

open-end-Katheter

MB

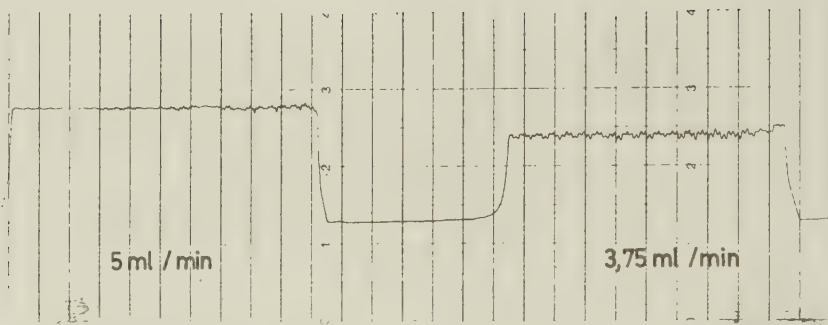
150 mm Hg

Vordruck  $P_U$

60 cm  $H_2O$

← LESERICHTUNG

Abb. 11 Statische Druckmessung mit open-tip(end) Katheter  
Urethrabelastungsdruck 42 mm Hg (= 60 cm  $H_2O$ )



STATISCHE DRUCKMESSUNG

open-side - Katheter

MB

150 mm Hg

Vordruck  $P_U$

40 cm  $H_2O$

← LESERICHTUNG

Abb. 12 Statische Druckmessung mit open-side Katheter  
Urethrabelastungsdruck 28 mm Hg (= 40 cm  $H_2O$ )

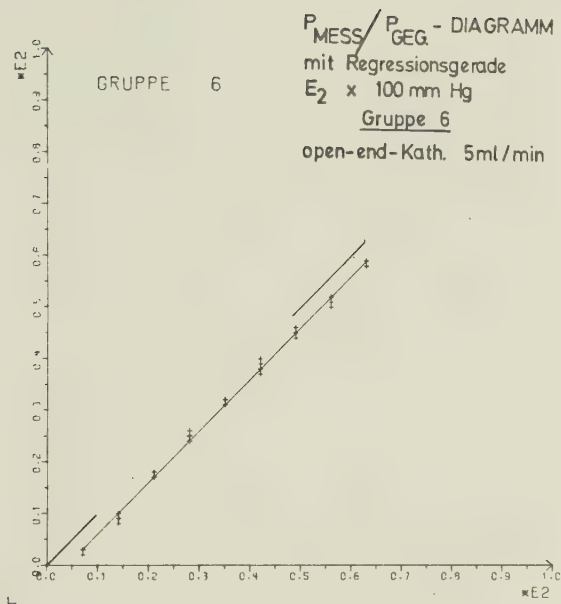


Abb. 13  $P_{\text{mess}}/P_{\text{geg}}$ -Diagramm mit Regressionsgerade  
 Statische Druckmessung mit open-tip(end) Katheter  
 Perfusionsrate 5 ml/min

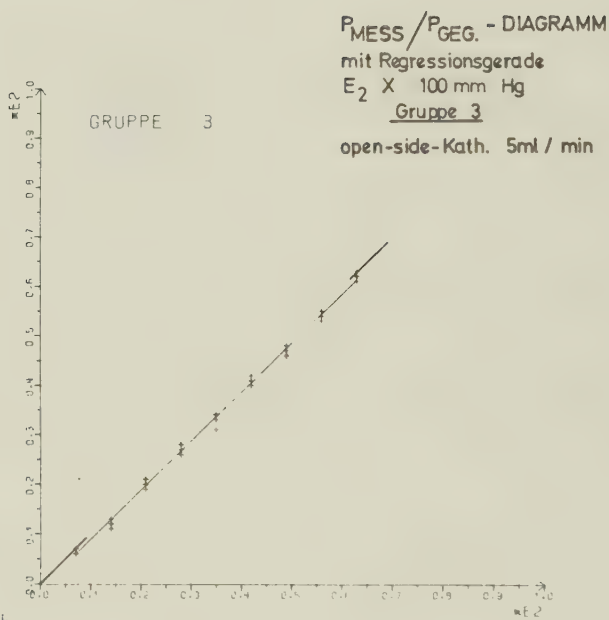


Abb. 14  $P_{\text{mess}}/P_{\text{geg}}$ -Diagramm mit Regressionsgerade  
 Statische Druckmessung mit open-side Katheter  
 Perfusionsrate 5 ml/min

Die Meßergebnisse für die Perfusionsmeßverfahren zeigten unter "dynamischen" Bedingungen - bei Druckbelastungen der Blase - sehr starke Abweichungen von den erwarteten Idealmeßergebnissen. So war bei jeder Druckbelastung der Urethra die Steigung der open-side-Regressionsgeraden immer niedriger als die der Idealgeraden, während die Steigung der open-tip(end)-Regressionsgeraden immer größer als die der Idealgeraden war. Da diese Schwankungen bei der open-side-Geraden nur 1,53% bis 9,80% unterhalb dem Idealwert = 1 lagen, konnte man durch Parallelverschiebung der Geraden um einen Faktor, den die Nullpunktverschiebung ausmacht, der Idealgeraden ziemlich nahe kommen. Diese Parallelverschiebung (Nullpunktverschiebung) hatte jedoch sehr hohe Werte, die zwischen 30,35 und 11,12 mm Hg lagen.

Die Steigungsabweichung der open-tip(end)-Regressionsgeraden lagen dagegen um 10,4 bis 45% über dem Wert der Steigung der Idealgeraden. Die Nullpunktverschiebungen betrugen - 3,28 bis + 26,8 mm Hg (Abb.15 und 16).

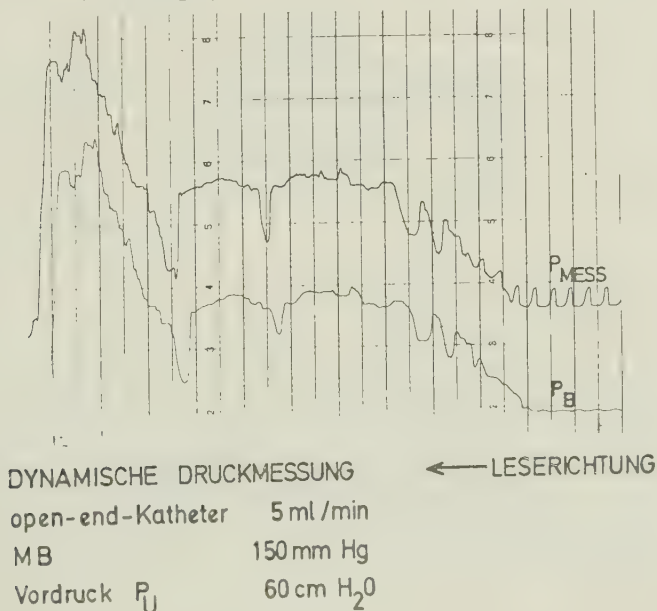
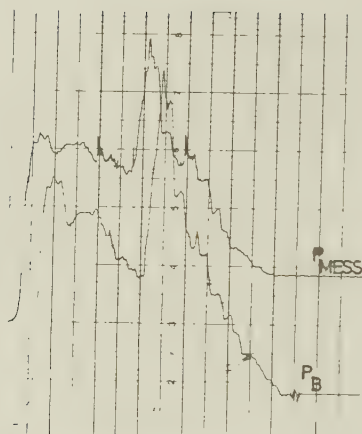


Abb. 15      Dynamische Druckmessung open-tip(end) Katheter  
 Perfusionsrate 5 ml/min, Belastungsdruck 60 cm  $H_2O$



DYNAMISCHE DRUCKMESSUNG      ← LESERICHTUNG  
 open-side-Katheter 3,75 ml/min  
 MB 150 mm Hg  
 Vordruck  $P_U$  60 cm  $H_2O$

Abb. 16      Dynamische Druckmessung mit open-side Katheter  
                  Perfusionsrate 3,75 ml/min  
                  Urethrabelastungsdruck (Vordruck) 60 cm  $H_2O$   
                  (= 42 mm Hg)

## Ballonkatheter

Ohne Berücksichtigung der für das Ballonmeßverfahren speziell erstellten Eichkurven, sondern unter Bezugnahme auf die Eichung der Druckelemente lagen die Vertrauensbereiche der gewonnenen Regressionsgeraden bei der "statischen" Druckmessung außerhalb des zulässigen Meßfehlers. So vergrößerte sich mit steigendem Balloninnendruck der Vertrauensbereich von  $\pm 2,20$  (0 mm Hg Innendruck) auf  $\pm 16,49$  mm Hg (120 mm Hg Innendruck). Mit der Balloninnendruckzunahme entfernte sich auch die Regressionsgerade immer mehr von der Idealgeraden (Ausnahme: Innendruck 120 mm Hg). Ebenso vergrößerte sich mit Erhöhung des Balloninnendruckes die Nullpunktverschiebung der Regressionsgeraden.

Unter Bezugnahme der Balloneichkurve lagen die Vertrauensbereiche der ermittelten Regressionsgeraden alle innerhalb des zulässigen Meßfehlers und zwar in dem Bereich von  $\pm 1,64$  mm Hg bis  $\pm 2,77$  mm Hg. Da die Vertrauensbereiche sehr eng zusammenlagen, untersuchte man die Annäherung der Regressionsgeraden an die Idealgerade.

Die Nullpunktverschiebung der Regressionsgeraden verhielt sich umgekehrt proportional zum Balloninnendruckanstieg bis zu einem Innendruck von 75 mm Hg. Ab diesem Balloninnendruck verhielt sich die Nullpunktverschiebung proportional zum Balloninnendruckanstieg.

Die Steigung der Regressionsgeraden schwankte zwischen 8,71% unter und 1,19% über der der Idealgeraden. Bei einem kontinuierlichen Balloninnendruckanstieg näherte sich die Regressionsgerade immer mehr der Idealgerade und lag dann bei höheren Drucken in bezug auf den Steigungswinkel über dem der Idealgeraden. Die Nullpunktverschiebung der Regressionsgeraden verhielt sich zwischen - 5,57 und + 3,17 mm Hg (Tab.4, Abb.17-19). Die besten Meßergebnisse erzielte man mit einem Balloninnendruck von 75 mm Hg ( $y = x - 0,29$  mm Hg  $\pm 1,68$  mm Hg) und von 90 mm Hg ( $y = 1,01x + 0,78$  mm Hg  $\pm 2,23$  mm Hg).

| Ballon-<br>innendruck | Steigungsabweichung<br>von der Idealgeraden | Nullpunkt-<br>verschiebung |
|-----------------------|---------------------------------------------|----------------------------|
| mm Hg                 | %                                           | mm Hg                      |

Ohne Benutzung der Balloneichkurve

|     |       |      |
|-----|-------|------|
| 0   | 9,38  | 6,47 |
| 30  | 18,86 | 2,42 |
| 60  | 21,52 | 3,13 |
| 75  | 20,14 | 2,21 |
| 90  | 34,81 | 4,01 |
| 120 | 2,90  | 4,65 |

Mit Benutzung der Eichkurve

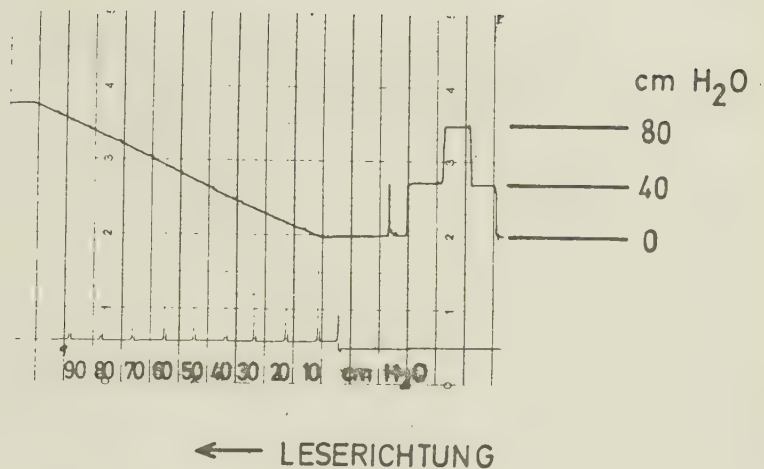
|     |                     |                     |
|-----|---------------------|---------------------|
| 0   | 8,71                | 5,57                |
| 30  | 3,29                | 4,16                |
| 60  | 2,19                | 3,54                |
| 75  | 0,14 <sup>+</sup> ) | 0,29                |
| 90  | 1,95 <sup>+</sup> ) | 0,78 <sup>+</sup> ) |
| 120 | 1,19 <sup>+</sup> ) | 3,71 <sup>+</sup> ) |

Tab. 4 Abweichung der ermittelten Geraden von der Idealgeraden unter statischen Bedingungen.

<sup>+</sup>) Diese Werte lagen über denen der Idealgeraden, während alle übrigen Werte darunter lagen.

Bei Messungen unter "dynamischen" Bedingungen lag die Steigung der Ballonmeßgeraden um 62,2 bis zu 73,4% unterhalb der der Idealgeraden, während die Nullpunktverschiebung Werte zwischen 20,97 und 26,0 mm Hg besaß (Abb.20).

Die Vertrauensbereiche lagen zwischen  $\pm 2,46$  mm Hg und  $\pm 6,07$  mm Hg. Durch die großen Steigungsabweichungen und Nullpunktverschiebungen sowie durch die großen Vertrauensbereiche erwies sich das Ballonmeßverfahren unter "dynamischen" Bedingungen als nicht sehr geeignetes Meßverfahren.



STATISCHE DRUCKMESSUNG MIT BALLON

INNENDRUCK 30mm Hg

Abb. 17     Statische Druckmessung mit Ballonkatheter  
 Balloninnendruck 30 mm Hg.

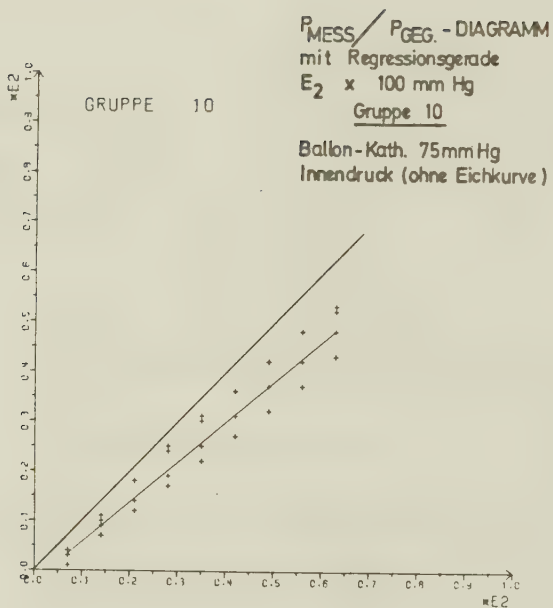


Abb. 18  $P_{\text{mess}}/P_{\text{geg}}$ -Diagramm mit Regressionsgerade  
 Statische Druckmessung mit Ballon ohne Bezugnahme  
 auf die Eichkurve  
 Balloninnendruck 75 mm Hg.

$P_{\text{MESS}} / P_{\text{GEG.}}$  - DIAGRAMM

mit Regressionsgerade

$E_2 \times 100 \text{ mm Hg}$

Gruppe 16

Ballon-Kath. 75 mm Hg

Innendruck (mit Eichkurve)

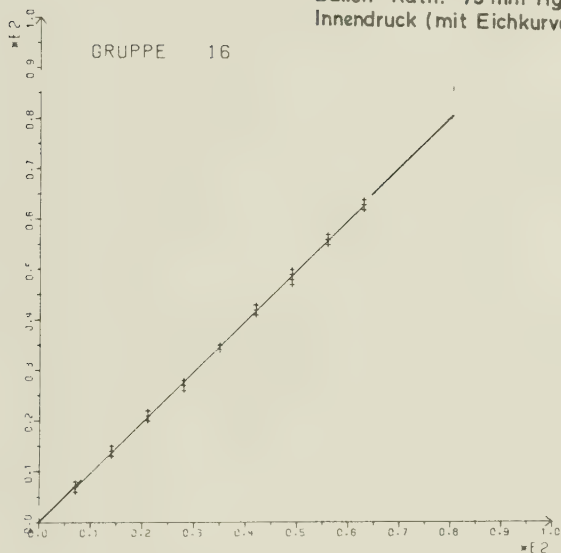


Abb. 19  $P_{\text{mess}} / P_{\text{geg}}$ -Diagramm mit Regressionsgerade  
 Statische Druckmessung mit Ballon mit Bezugnahme  
 auf die Eichkurve  
 Balloninnendruck 75 mm Hg.



DYNAMISCHE DRUCKMESSUNG

← LESERICHTUNG

Ballon-Katheter 75 mm Hg Innendruck

MB 150 mm Hg

Vordruck  $P_U$  60 cm  $H_2O$

Abb. 20 Dynamische Druckmessung mit Ballonkatheter  
 Balloninnendruck 75 mm Hg  
 Urethrabelastungsdruck (Vordruck) 60 cm  $H_2O$   
 (= 42 mm Hg)

## Betrachtungen zum open-side Perfusionsverfahren

Das open-side Perfusionsverfahren zeigte ebenso wie das open-tip(end) Perfusionsverfahren Abhängigkeit von der Perfusionsrate. Da jedoch durch dieses Verfahren der Widerstand gegen die Perfusion gemessen wird und nicht der Öffnungsdruck der Urethrawand, ist es von Interesse, welche Parameter diese Abhängigkeit bewirken.

Um die Abhängigkeit des zu messenden Wanddruckes von der Perfusionsgeschwindigkeit zu zeigen, wurden folgende Überlegungen angestellt (9,29,40,43,52,72):

$P_1$  sei der zu messende Wanddruck

$P_2$  sei der gemessene und aufgezeichnete Druck

$v_1$  sei die Ausströmgeschwindigkeit des Wassers

$v_2$  sei die Perfusionsgeschwindigkeit

$F_1$  sei der Querschnitt des austretenden Flüssigkeitsstromes

$F_2$  sei der Innenquerschnitt des Katheters

$x$  sei die Flüssigkeitsschicht um den Katheter

Für stationäre, wirbelfreie Bewegungen von Flüssigkeiten gelten folgende Gesetze:

$$(1) \quad v \cdot F = \text{Konstant (Kontinuitätsgesetz)}$$

$$(2) \quad p + \frac{\rho}{2} v^2 = \text{Konstant (Bernouilli)}$$

Für inkompressible Flüssigkeiten gilt

$$Q = \text{Konstant}$$

Da durch  $F_1$  in der gleichen Zeit die gleiche Flüssigkeitsmenge fließen muß wie durch  $F_2$  so gilt

$$(3) \quad v_1 \cdot F_1 = v_2 \cdot F_2 = Q$$

Unter der Verwendung von Gleichung (2) folgt

$$(4) \quad \frac{\rho}{2} v_1^2 + p_1 = \frac{\rho}{2} v_2^2 + p_2$$

Nach (3) gilt jedoch

$$(5) \quad v_1 = \frac{v_2 \cdot F_2}{F_1}$$

Aus (4) und (5) folgt

$$p_1 + \frac{c}{2} \cdot \frac{v_2^2 \cdot F_2^2}{F_1^2} = p_2 + \frac{c}{2} v_2^2$$

Durch Umformung der Gleichung mit Bezug auf (1) gilt

$$(6) \quad p_1 + \frac{c}{2} \cdot Q^2 \cdot F_1^2 = p_2 + \frac{c}{2} v_2^2$$

Der Einfachheit halber ersetzt man durch Konstanten, da  $Q$  und  $v_2$  bekannte Größen sind

$$(7) \quad \frac{c}{2} \cdot Q^2 = c_1$$

$$(8) \quad \frac{c}{2} \cdot v_2^2 = -c_2$$

Aus (6), (7) und (8) folgt

$$p_2 = p_1 + \frac{c_1}{F_1^2} + c_2$$

Der gemessene Druck  $p_2$  zeigt somit Abhängigkeit von dem zu messenden Druck  $p_1$  und dem sich jeweils einstellenden Querschnitt des austretenden Flüssigkeitsstromes  $F_1$ . Bei einer Änderung von  $p_2$  läßt sich nicht eindeutig sagen, ob der Wanddruck  $p_1$  oder der durchströmte Querschnitt oder beide gleichzeitig sich geändert haben. Das open-side Perfusionsverfahren mißt den Widerstand der Urethrawand gegen die Perfusion.

Da der Katheter direkt unter dem zu messenden Urethrasegment liegt, wird die Urethrawand gedehnt und die Wandspannung bzw. Wandelastizität verändert. Der ständige Druckausgleich zwischen Urethra und Perfusion (Abb.11) verstärkt den Effekt der Vordehnung.

## Betrachtungen zum open-tip(end) Perfusionsverfahren

Zur Erklärung des open-tip(end) Perfusionsverfahrens wird folgende Modellbetrachtung angestellt:

In ein starres Gefäß strömt von einer Seite eine Flüssigkeit mit dem Druck  $p_1$  unter idealisierten Bedingungen.

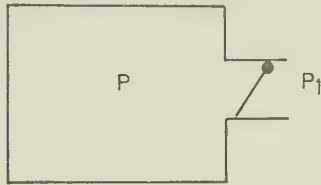


Abb. 21 Verhältnis des Innendruckes  $p_i$  zu dem Fließdruck  $p_1$

Dabei kann der Einströmdruck durch folgende Formel wiedergegeben werden (BERNOUILLI):

$$p_1 = p_i + \frac{\rho}{2} \cdot v^2$$

$v$  = Fließgeschwindigkeit

$\rho$  = Dichte der Flüssigkeit

Die Flüssigkeit strömt nur, solange der Innendruck  $p_i$  und der Fließdruck  $p_1$  in folgender Beziehung zueinander stehen (Abb.21):

$$p_1 > p_i$$

Während des Einströmens strebt die Geschwindigkeit  $v$  gegen null, so daß sich der statische Druck wie der Gesamtdruck verhält:

$$p_1 = p_i$$

Betrachtet man ein Gefäß, dessen Wände elastisch sind und die durch den Wanddruck aneinander gepreßt werden, so daß sie ein einigermaßen dichtes (idealisiert gesehen) Segment bilden, läßt sich folgende Tatsache feststellen: Der Innendruck  $p_i$  wächst proportional zur Wandelastizität  $E$  (Abb.22).

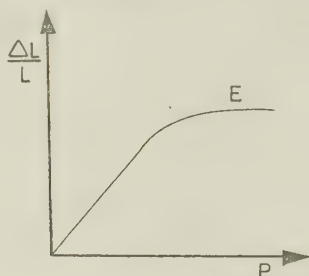


Abb. 22    Abhängigkeit des Innendruckes von der Wandelastizität  
 $p_i = f(E)$

Die Elastizität der Gefäßwand ist also allein für den Innendruck verantwortlich. Wird durch einen zu großen Druck die Elastizitätsgrenze überschritten, so platzt das Gefäß.

Wirkt nun eine äußere Kraft auf die Gefäßwand, wird die ursprüngliche Elastizität verändert, d.h., aus  $E$  wird  $E'$ .

Schließt man nun von dieser Modellbetrachtung auf das System "open-tip(end) Perfusionskatheter in der Urethra", stellt man fest, daß es sich bei der Urethra wiederum um ein elastisches Gefäß handelt, das von einer Seite her perfundiert wird. In dem jeweils zu messenden Urethrateilstück steigt der Innendruck solange an, bis die Urethrawand einen Strömungsquerschnitt für die Flüssigkeit freigibt. Die Freigabe eines Strömungsquerschnittes entspricht in der Modellbetrachtung dem Unstetigkeitssprung von  $E$ .

Die Frequenz der Freigabe eines Strömungsquerschnittes ist von der Perfusionsgeschwindigkeit abhängig ebenso wie von dem "Soll-Perfusionsvolumen" des jeweiligen Urethrasegmentes. Dieses Segment wird durch zwei Bezirke gleichen Druckes gebildet. Da im Falle eines Druckgefälles die Perfluationsflüssigkeit in Richtung des niedrigeren Druckgradienten fließt, kann nicht mit Sicherheit die anatomische Lage dieser Druckzone bestimmt werden.

Mit dem open-tip(end) Perfuationsverfahren wird der Öffnungsdruck der Urethrawand gemessen, der Druck also, der erzeugt werden muß, um einen Strömungsquerschnitt zu erhalten.

## Betrachtungen zum Ballonmeßverfahren

Zur Diskussion des Ballonmeßverfahrens sollen nachstehende Modellbetrachtungen angestellt werden.

### Betrachtung 1

An einem mit Flüssigkeit gefüllten starren Gefäß befinden sich zwei Stutzen, in denen zwei Stempel sitzen, die mit verschiedenen Drucken auf die Flüssigkeit wirken (Abb.23).

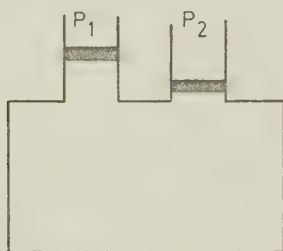


Abb. 23 Modellgefäß zur Betrachtung 1

Wenn gilt, daß  $p_1 < p_2$ , dann stellt sich in dem Gefäß der Druck von  $p_2$  ein. Der Stempel von  $p_1$  wird so weit aus dem Stutzen gedrängt, bis  $p_1$  und das Gewicht der verdrängten Flüssigkeit im Gleichgewicht mit  $p_2$  steht. Mißt man nun den Druck in dem Gefäß, so stellt sich heraus, daß nur der Druck von  $p_2$  für den Innendruck verantwortlich ist.

Bei einem elastischen Gefäß würde man zum gleichen Ergebnis kommen. Hier wird die elastische Wand so lange gedehnt, bis es zum Druckausgleich kommt, was bedeutet, daß der größere Druck für den Innendruck verantwortlich ist.

Schließt man von dieser Betrachtung auf einen Ballonkatheter in der Urethra, der in einem Urethrasegment liegt, auf das zwei verschiedene Drucke wirken, so kann nur der größere dieser Drucke registriert werden.

## Betrachtung 2

Es wird die Form eines Ballonkatheters betrachtet, der sich in einer elastischen Röhre befindet, die einen Druck auf ihn ausübt. Durch diese Druckbelastung auf den Ballon ändert sich dessen ursprüngliche Form (Abb.24).

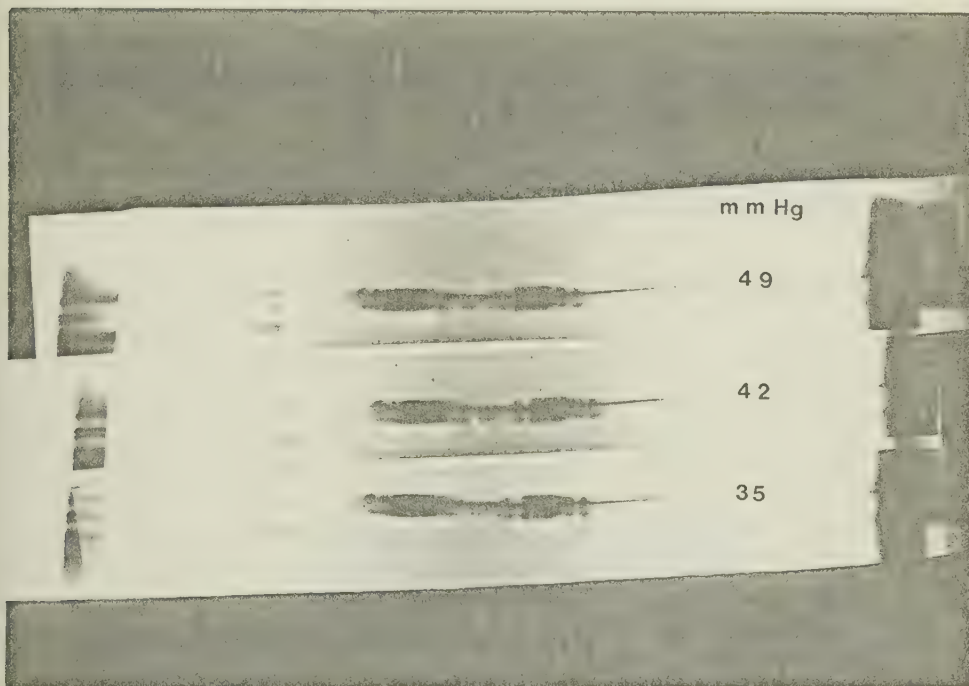


Abb. 24 Formänderungen des Ballons bei Druckbelastungen von 35 - 42 - 49 mm Hg

Die Größe der Formänderung ist jedoch vom Balloninnendruck abhängig. Ist der Ballon durch einen bestimmten Innendruck "optimal" vorgedehnt, kommt es bei einer Druckbelastung durch die elastische Röhre zu einem sofortigen Druckausgleich (Betrachtung 1). Liegt der Balloninnendruck unter oder über dem "optimalen" Innendruck, müssen zum Druckausgleich der Ballon oder die elastische Röhre gedehnt werden. Liegt nun ein Ballonkatheter, der an ein Druckelement mit Schreiber angeschlossen ist, in der Harnröhre, muß bei einer Druckmessung die Ballonwand gedehnt werden, denn nur durch eine Dehnung kommt es innerhalb des Ballons zu einer Flüssigkeitsverschiebung, die wiederum die Druckelementmembran dehnt und dadurch den Druck registriert.

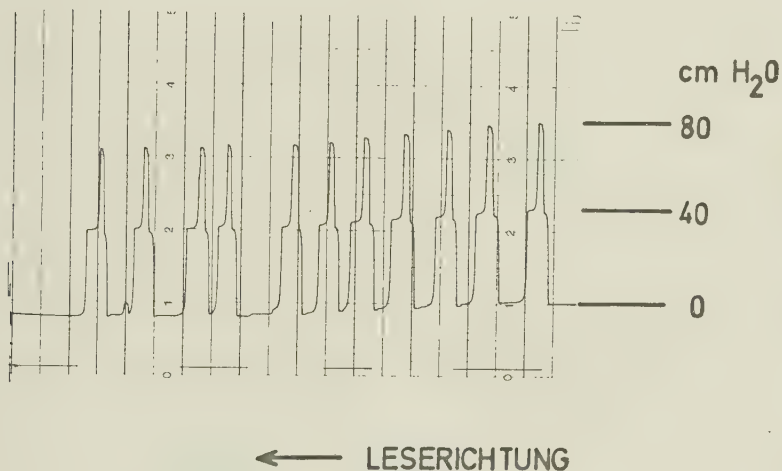
Wie die Meßergebnisse zeigen, bestimmt der Balloninnendruck die Güte der Druckübermittlung.

### Betrachtung 3

Wird der Ballon mit verschiedenen Drucken abwechselnd belastet, läßt sich feststellen, daß nach jeder Druckbelastung die Nulllinie der Druckaufzeichnungskurve sinkt. Da der Ballon bei jeder Druckbelastung gedehnt wird (Betrachtung 2), und da er neben seinen elastischen Eigenschaften auch plastische (Latex-Material) besitzt, verformt sich die Ballonwand dergestalt, daß die Ballonwand nach der Druckentlastung ihre Fläche vergrößert hat. Durch diese Vergrößerung der Ballonwandfläche sinkt der Balloninnendruck und damit auch die Nulllinie der Druckaufzeichnungskurve (Abb.25). Daraus folgt, daß sich wegen der plastischen Materialkomponente des Ballons bei einer Wiederholung der Druckmessung bei gleichen Bedingungen ohne jeweilige Aufstellung einer neuen Eichkurve die Identität der Meßergebnisse nicht gewährleistet wird.

Um die Fehlbildung und Erschlaffung des Materials feststellen zu können, wurde das Druck-Volumen-Diagramm des Meßballons erstellt. Der Ballon wurde allmählich mit Flüssigkeit gefüllt und gleichzeitig der Balloninnendruck gemessen.

Das Druck-Volumen-Diagramm zeigt an, in welchem Druckbereich die Meßaufzeichnung linear verläuft und in welchem Materialzustand sich der Ballon jeweils befindet (Abb.26 und 27).



# ÄNDERUNG DER BALLON-EICKURVE BEI MEHRMALIGER BELASTUNG

Abb. 25    Ballon - Eichkurve  
Absinken der Nulllinie der Druckaufzeichnungskurve

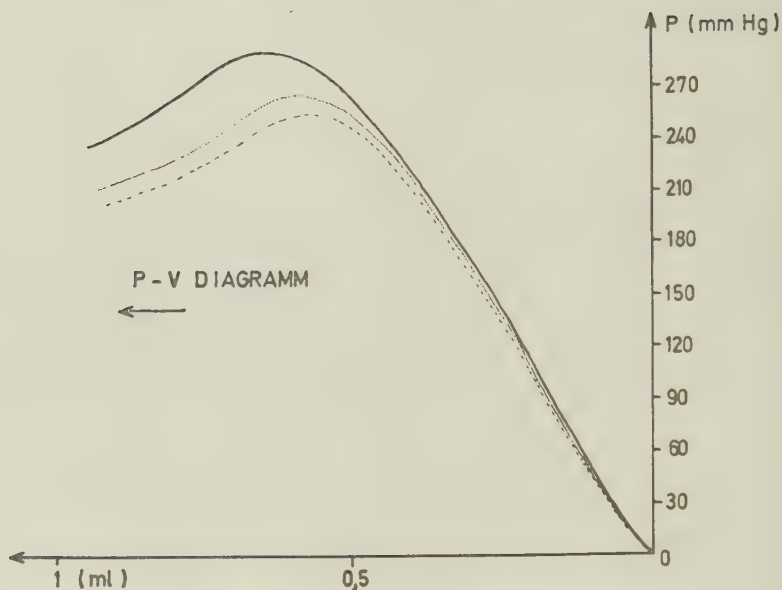
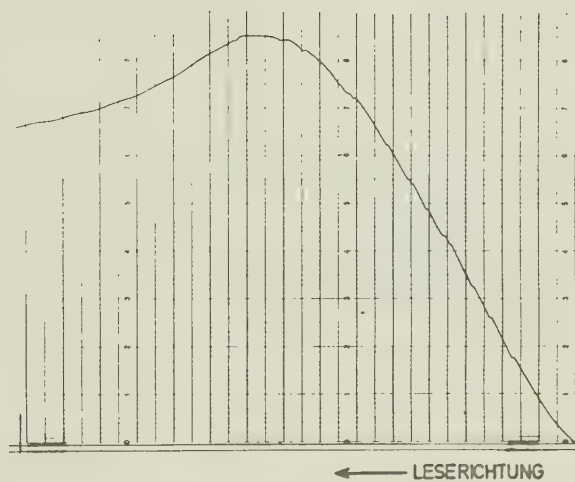


Abb. 26 P - V Diagramm für den Meßballon in dreimaliger Wiederholung

Wie aus den vorausgegangenen Betrachtungen ersichtlich wird, haften der Ballonmeßmethode einige Mängel an, die jedoch durch die Erstellung einer jeweiligen Eichkurve und durch Füllung des Ballons mit einem bestimmten Flüssigkeitsvolumen (Druck) ausgeschaltet werden können. Es muß jedoch noch darauf hingewiesen werden, daß wegen der besonderen Materialbeschaffenheit jeder Ballon ein ihm eigenes P - V Diagramm besitzt, das jeweils aufzustellen, die Praktikabilität erschweren dürfte.



# DRUCK-VOLUMEN-DIAGRAMM FÜR BALLON

MESSBEREICH 300 mm Hg

PERFUSION 0,5 cm<sup>3</sup>/min

VORGABE 15 cm/min

Abb. 27 Druck-Volumen-Diagramm für den Ballonkatheter

## Schlußfolgerungen

Es wurden zwei Perfusionskatheter (open-side, open-tip(end)) dem Ballonkatheter gegenübergestellt.

Der open-side Katheter mißt den Widerstand der Urethralmuskulatur gegenüber dem Perfusionsdruck, der open-tip(end) Katheter mißt die Freigabe eines Öffnungsquerschnittes der Urethra, der Ballonkatheter schließlich den Druck des urethralen Muskeltonus.

Die gewonnenen Ergebnisse lassen den open-side und den Ballonkatheter dem open-tip(end) Katheter überlegen erscheinen. Hinsichtlich der klinischen Praktikabilität und dem Aussagewert der Messungen mit Perfusions- und Ballonkathetern ergeben sich folgende Feststellungen:

### Praktikabilität

#### Perfusionskatheter

Der open-side wie der open-tip(end) Katheter ist einfach anwendbar, die Kalibrierung bereitet wenig Schwierigkeiten, die Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse ist gewährleistet. Die Katheter sind einfach herstellbar und preiswert.

#### Ballonkatheter

Die Anwendung dieses Meßverfahrens ist weitaus komplizierter, die Kalibrierung erfordert Zeit und Erfahrung. So ist die Erstellung einer Eichkurve vor und nach der Messung unerlässlich, und der Ballon muß mit dem für ihn "optimalen" Druck vorgedehnt werden. Da der Ballonkatheter sich noch nicht im Handel befindet (41), muß er jeweils selbst angefertigt werden.

## Aussagewert der Druckmessungen

### Perfusionskatheter

Da beide Katheter mit einer Perfusion arbeiten, wird die Untersuchung als eine dynamische angesehen. Sie können deshalb nicht als physiologisch betrachtet werden, da damit der Basisdruck, d.h. der Ruhedruck der Urethra bei Blasenfüllung und vor der Miktion nicht meßbar ist. Weiterhin ist ein Meßartefakt dadurch gegeben, daß ständig ein Reiz auf die sehr sensible Urethraschleimhaut ausgeübt wird. Dadurch kann das Meßergebnis verfälscht werden. Bei den Messungen am Blasen-Urethra-Modell erzielte man verwertbare Ergebnisse mit einer Perfusionsrate von 5 ml/min. Dabei stellte sich heraus, daß mit steigender Perfusionsrate die Annäherung der Regressionsgerade an die Idealgerade immer größer wurde. Die besten Ergebnisse erzielte man mit dem open-side Katheter 5 ml/min ( $y = 0,98x - 0,94$  mm Hg,  $\pm 2,03$  mm Hg).

### Ballonkatheter

Mit diesem Verfahren wird der urethrale Muskeltonus, d.h. der Basisdruck gemessen, der nur durch die Anwesenheit der Meßsonde als Artefakt beeinflusst wird (was jeder Meßmethode anhaftet). Er besitzt folglich den geringsten Artefaktwert, der sich auch damit begründet, daß der Katheter eine statische Druckmessung durch die permanente Druckübermittlungsbrücke (Ballon) ausübt. Weiterhin wird eine Reibung zwischen Katheter und Schleimhaut - ein Reiz - vermieden.

Die Druckmessung erfolgt in einem geschlossenen System, die Druckänderung wird direkt von der Urethra über die unkomprimierbare Wassersäule auf die Druckmembran fortgeleitet, schnelle und nur kurz andauernde Druckschwankungen können somit optimal registriert werden, ein dem Ballon eigener Innendruck und die Erstellung einer Eichkurve vorausgesetzt. Mit einem Balloninnendruck von 75 mm Hg erzielte man die besten aller Meßergebnisse ( $y = x - 0,29$  mm Hg,  $\pm 1,68$  mm Hg).

## ZUSAMMENFASSUNG

Zur Beurteilung der drei gängigsten Cysto-Urethro-Manometrie-Verfahren wurde ein dynamisches Blasen-Urethra-Modell entwickelt. Es wurden zwei Perfusionskatheter (open-side und open-tip(end)) mit dem Ballonkatheter verglichen und die erzielten Meßergebnisse statistisch ausgewertet.

Es wurden zwei Meßreihen angesetzt:

- Messung unter statischen Bedingungen, d.h. nur die Urethra wurde mit verschiedenen Drucken (Basisdruck) belastet.
- Messung unter dynamischen Bedingungen, d.h. bei verschiedenen Basisdrucken wurde während der "Miktion" gemessen.

Wegen der Inkonstanz der Energieverteilung in der Urethra erwiesen sich die Messungen unter dynamischen Bedingungen als sehr ungenau.

Unter statischen Bedingungen erzielte man mit allen Kathetern zufriedenstellende Ergebnisse, d.h. die Ergebnisse genügten den diagnostischen Erfordernissen. Die besten Meßergebnisse bei den Perfusionskathetern wurden mit Perfusionsraten von 5 ml/min gewonnen, wobei der open-side-Katheter den open-tip(end) Katheter an Meßgenauigkeit übertraf.

Die genauesten Meßergebnisse lieferte jedoch der Ballonkatheter mit einem Balloninnendruck von 75 mm Hg.

Der Ballonkatheter war in seiner Handhabung gegenüber den Perfusionskathetern schwierig, weil zuerst der beste Balloninnendruck ermittelt werden mußte, um eine optimale Druckübermittlung zu erzielen. Der Ballon besitzt neben seiner

elastischen Materialkomponente auch eine plastische, weshalb jeweils vor und nach einer Messung eine Eichkurve erstellt werden muß.

Für Routineuntersuchungen empfiehlt sich der open-side Katheter mit einer Perfusionsrate von 5 ml/min.

Im Experiment und zur exakten klinischen Messung sollte jedoch dem Ballonkatheter der Vorzug gegeben werden, weil er im Vergleich mit den Perfusionskathetern den geringsten Meßartefakt aufweist und deshalb einen höheren Aussagewert besitzt.

- (1) ADLER, A.  
Handbuch der normalen und pathologischen Physiologie.  
Vol. IV, 854, Berlin, Springer-Verlag 1929.
- (2) ARBUCKLE, L.O. Jr. and PAQUIN, A. Jr.  
Urinary outflow tract resistance in normal  
human females.  
Invest.Urol. 1, 193 (1963).
- (3) ASMUSSEN, M., ULMSTEN, U.  
Simultaneous urethrocystometry and urethra pressure  
profile measurement with a new technique.  
Acta Obstet.Gynec.Scand. 54, 0-0 (1975).
- (4) BACKMAN, K.A.  
Micturation in normal women.  
Stockholm, Kungl.Boktr. 1966.
- (5) BACKMAN, K.A. and v.GARRELT, B.  
Apparatus for recording micturation.  
Acta chir.scand. 126, 167 (1963).
- (6) BAUMAN, W.  
Prüfung der Blasenphysiologie mit Cystometrie  
und Sphinkterometrie.  
Urol.int. 1, 427 (1955).
- (7) BECK, L. und HEIDENREICH, J.  
Simultane Druckmessung in der Harnröhre und Harn-  
blase zur Diagnostik der Harninkontinenz.  
Arch.Gyn. 211, 325 (1971).
- (8) BECK, L.  
Funktionelle Harninkontinenz der Frau.  
Der Gynäkologe 4/II, 59 (1971).
- (9) BERGMANN-SCHÄFER  
Lehrbuch der Experimentalphysik.  
Walter de Gruyter, Berlin 1961.
- (10) BORS, E. and COMARR, A.E.  
Neurological urology.  
S.Karger, Basel,München,Paris,New York 1971.
- (11) BORS, E.  
A simple sphincterometer.  
J.Urol. 60, 287 (1948).

- (12) BOYARSKY, S.  
Urodynamics.  
Springer-Verlag 1974.
- (13) BROWN, M. and WICKHAM, J.E.A.  
The urethral pressure profile.  
Brit.J.Urol. 41, 211 (1969).
- (14) BRYNDORF, J. and SANDØE, E.  
The hydrodynamics of micturation.  
Dan.med.Bull. 7, 65 (1960).
- (15) CARDUS, D. et al.  
Studies on the dynamics of the bladder.  
J.Urol. 90, 425 (1963).
- (16) CARDUS, D. et al.  
Computer processing of data generated in  
micturation studies.  
Invest.Urol. 4, 235 (1966).
- (17) CAVERLLI-SFORZA, L.  
Biometrie.  
Fischer Verlag Stuttgart 1974.
- (18) CLARIDGE, M. and SHUTTLEWORTH, K.E.D.  
The dynamics of obstructed micturation.  
Invest.Urol. 2, 188 (1964).
- (19) DENNY-BROWN, D. and ROBERTSON, E.G.  
On the physiology of micturation.  
Brain 56, 149 (1933).
- (20) DONKER, P.J. et al.  
Analyses of the urethral pressure profile by  
means of EMG and the administration of drugs.  
Brit.J.Urol. 44, 180 (1972).
- (21) DROUIN, G. and McCURRY, E.M.  
Catheters for studies of urinary tract pressure.  
Invest.Urol. 8/2, 195 (1970).
- (22) DUBOIS, P.  
Über den Druck in der Harnblase.  
Dt.Arch.klin.Med. 17, 148 (1876).
- (23) EMANUEL, M.  
New dynamic catheter type sphincterometer.  
J.Urol. 90, 237 (1963).

- (24) ENHOERNING, G.  
Simultaneous recording of intravesikal and  
intraurethral pressure.  
Acta chir.scand.Suppl. 267 (1961).
- (25) FLACH, W.  
Erfahrungen mit modifizierter Sphinkterdruck-  
messung.  
Zbl.Gynäk. 95, 689 (1973).
- (26) FRIMODT-MØLLER, C. and HALD, T.  
Clinical urodynamics.  
Scand.J.Urol.Nephrol.Suppl. 6 (1972).
- (27) GARRETT, R.A. et al.  
Non-obstructive vesico-urethral regurgitation.  
J.Urol. 87, 350 (1962).
- (28) GENOUIVILLE, F.L.  
La contractilité du muscle vesica à l'etat normal  
et à l'etat pathologique. Etude clinique et experi-  
mentale these, Faculté de Medicine de Paris  
Asselin et Houzeau, Paris 1894.
- (29) GEHRRTSEN  
Physik. 7. Auflage.  
Springer-Verlag, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1963.
- (30) GLEASON, M.D. et al.  
The pressure/flow study.  
J.Urol. 87, 844 (1962).
- (31) GLEASON, M.D. et al.  
Urethral compliance and ist roll in female voiding  
dysfunction.  
Invest.Urol. 11/II, 83 (1973).
- (32) GLEASON, M.D. et al.  
Resistance measurements in the human urethra.  
In (12) 301-331.
- (33) GLEASON, M.D. et al.  
Active and passive incontinence.  
Urology IV, 6, 693 (1974).
- (34) GRABER, P.  
Static and dynamic pressure parameters in the  
closure of the bladder.  
In (12) 264-269.

- (35) GRIFFITHS, D.J.  
The mechanics of the urethra and of micturation.  
Brit.J.Urol. 45, 497 (1973).
- (36) GRIFFITHS, D.J.  
Urethral elasticity and micturation hydrodynamics  
in females.  
Med.biol.Engng. 7, 201 (1969).
- (37) HAUBENSAK, K., SCHINDLER, E., ROTHAAAR, J.  
Dependence of resting urethral pressure on age  
and sex of healthy subjects and technical details.  
Urol.int. 30, 29 (1975).
- (38) HOLM, H.H.  
A uroflowmeter and a method for combined pressure  
and flow measurements.  
J.Urol. 88, 318 (1962).
- (39) HUFFMANN, G.C. and KEITZER, W.A.  
Urodynamics of the lower urinary tract.  
Invest.Urol. 3/II, 1 (1965).
- (40) JÄCKEL, R.  
Kleinste Drucke.  
Berlin 1950.
- (41) JONAS, U. und TANAGHO, E.  
Persönliche Mitteilungen 1974.
- (42) KING, L.R., MELLENS, H.L., WHITE, H.  
Measurements of the intravesikal pressure during  
voiding.  
Invest.Urol. 2/IV, 303 (1965).
- (43) KUNATH, U. und SCHIER, G.  
Was sagt die Durchzugs-Perfusionsmanometrie über  
die Druckverhältnisse im Verschlusssegment der  
Speiseröhre aus?  
Dtsch.med.Wschr. 99/II, 1991 (1974).
- (44) LAPIDES, J.  
Stress incontinence.  
J.Urol. 94, 291 (1964).

- (45) LEWIN, M.L.  
Dynamics of the lower urinary tract: A method of study.  
J.Urol. 96, 756 (1966).
- (46) MILLER, E.R.  
Studies of mechanisms of continence, incontinence and voiding.  
In (11) 204-214.
- (47) MOSSO, A. et PELLACINI, P.  
Sur les fonctions de la vessie.  
Archo.ital.Biol. 1, 97 und 291 (1882).
- (48) MURPHY, J. and SCHOENBERG, H.W.  
Observations on intravesical pressure during micturation.  
J.Urol. 84, 106 (1960).
- (49) OSIUS, T.G.  
Dynamics of acute urinary retention.  
J.Urol. 90, 702 (1963).
- (50) PIERCE, J.M.  
Comparison of voiding pressures.  
J.Urol. 95, 516 (1966).
- (51) PLEVNIK, S.  
Model of proximal urethra measurements of urethral stress profile. Vortrag bei dem 4. Treffen der I.C.S. 1974 in Mainz.
- (52) PÄSLER, M.  
Mechanik deformierbarer Körper.  
Sammlung Göschen 1189/1189a.  
W.Gruyter & Co. Berlin 1960.
- (53) RANKIN, J.T.  
Concepts of urethral resistance.  
Brit.J.Urol. 39, 594 (1967).
- (54) RASMUSSEN, F. et al.  
Voiding pressure and urinary flow in prostatic hypertrophy and in neurogenic bladder disorders.  
Acta chir.scand. 128, 541 (1964).

- (55) REHFISCH, M.  
Über den Mechanismus des Harnblasenverschlusses  
der Harnentleerung.  
Virchows Arch.path.Anat.Physio. 150, 111 (1897).
- (56) RO-RO-RO TECHNIK-LEXIKON  
Energietechnik und Kraftmaschinen.  
Rowohlt Verlag Hamburg 1972.
- (57) ROTTEBOURG, J.-L. et al.  
Le profile urétral.  
J.d'Uro.et de Néphro. 6, 391 (1975).
- (58) RUTISHAUSER, G., GRABER, P.  
Normal micturation.  
In (12) 199-203.
- (59) SANDØE, E. et al.  
Cystometrie.  
Dan.med.Bull. 6, 194 (1959).
- (60) SCHWARTZ, O. und BRENNER, A.  
Untersuchung über die Physiologie und Pathologie  
der Blasenfunktion.  
Z.urol.Chir. 32, 32 (1922).
- (61) SCHREITER, F.  
Descending simultaneous measurements of the urinary  
bladder and sphincter pressures during continuous  
perfusion of the urethra after operations for  
incontinence.  
In (12) 42-45.
- (62) SCHOENBERG, H.W.  
Intravesical pressure changes during endoscopic  
procedures and their clinical significance.  
J.Urol. 86, 247 (1961).
- (63) SCOTT, J.E.S. et al.  
A study of the urodynamics of the female urethra.  
Experiments with models.  
J.Urol. 96, 763 (1966).
- (64) SCOTT, J.E.S. et al.  
A study of the urodynamics of the female urethra.  
Static pressure profile measurements.  
J.Urol. 96, 770 (1966).

- (65) SCHOENBERG, H.W. et al.  
Combined cinefluorographic and direct cystometry  
evaluation of bladder dysfunction in childhood.  
J.Urol. 88, 322 (1962).
- (66) SIGEL, A.  
Kinderurologie.  
G.Thieme Verlag Heidelberg 1971.
- (67) SIMONS, I.  
Studies in bladder function II.  
J.Urol. 35, 96 (1936).
- (68) SIMONS, I.  
The microcystometer, a portable instrument for  
cystometry and sphincterometry.  
J.Urol. 35, 493 (1936).
- (69) SMITH, C.  
Urethral resistance to micturation.  
Brit.J.Urol. 40, 125 (1968).
- (70) TANAGHO, E.  
Vesico urethral dynamics.  
In (12) 215-236.
- (71) TANAGHO, E. et al.  
Pressure and flow rate as related to lumen, caliber  
and entrance configuration.  
J.Urol. 105, 583 (1971).
- (72) VDI-BERICHT  
Durchflußmessung.  
Düsseldorf 1964.
- (73) WALDECK, F. et al.  
Manometric method for functional analyses of the  
lower esophageal sphincter (LES) and the act of  
swallowing.  
Proceedings of an European Symposium,  
Odense University, Oct. 16.-18. 1972.
- (74) WALDECK, F. et al.  
Methodische Untersuchung zur Druckmessung im  
Ösophagus.  
Leber,Magen,Darm 2/I, 14 (1972).

- (75) WALDECK, F. et al.  
The continuous withdrawal method for quantitative analyses of the LES.  
Europ.J.clin.Invest. 3, 331 (1973).
- (76) WALDECK, F. et al.  
A new procedure for functional analyses of the LES.  
Pflügers Arch. 335, 74 (1972).
- (77) WALDECK, F. et al.  
Manometric methods for measuring rapid pressure changes in the esophagus and its sphincters.  
Proceedings of the IV. Int. Symp. on Gastrointestinal Motility, held at Banf, Alberta, Canada, 6-8.9.1973.
- (78) WHITAKER, J., JOHNSTON, G.S.  
Urinary flow rate.  
Invest.Urol. 4, 235 (1966).
- (79) WREFORD, P.  
Proceedings of the UKAEA.  
Warwell, England, Sept. 1974.
- (80) ZINNER, N.R. et al.  
Clinical urodynamics I.  
J.Urol. 90, 719 (1963).
- (81) ZINNER, N.R. et al.  
Clinical urodynamics.  
Invest.Urol. 8/I (1970).

Herrn Professor Dr. med. R.   H o h e n f e l l n e r ,  
der mir das Thema der vorliegenden Arbeit überließ, bin  
ich für die Zurverfügungstellung des Arbeitsplatzes und  
der zur Durchführung der Arbeit erforderlichen Mittel zu  
großem Dank verpflichtet.

Herrn Dr. med. U.   J o n a s   danke ich auch an dieser  
Stelle für die große Unterstützung, wertvolle Hinweise  
und Hilfe.

Herrn Dipl. Phys. F.   E b e r b a c h   danke ich für  
zahlreiche Ratschläge, die er mir bei den Diskussionen  
über die Hydrodynamik der ableitenden Harnwege gab.

Herrn Dipl. VW. S.   S m o l l i c h   danke ich für die  
Aufstellung des statistischen Auswertungsprogramms.

## LEBENS LAUF

|               |                                                                                                                                                                                                         |
|---------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Name          | Hans-Jörg Klotter                                                                                                                                                                                       |
| Geboren       | 17. April 1951 in Karlsruhe                                                                                                                                                                             |
| Eltern        | Prof. Dr. Hans-Erich Klotter<br>Ministerialrat<br>Anneliese Klotter geb. Gaigl<br>Hausfrau                                                                                                              |
| Religion      | evangelisch                                                                                                                                                                                             |
| Familienstand | ledig                                                                                                                                                                                                   |
| Schule        | 1958-1962 Volksschule in Karlsruhe<br>1962-1963 Gymnasium in Karlsruhe<br>1963-1970 Gymnasium in Ingelheim/Rh                                                                                           |
| Studium       | 1970 Beginn des Medizinstudiums an der<br>Johannes-Gutenberg Universität<br>Mainz<br>1971 Vorphysikum<br>1973 Physikum<br>1975 Beginn des Theologiestudiums<br>1976 Medizinisches Staatsexamen in Mainz |





